

(19) 世界知的所有権機関  
国際事務局



(43) 国際公開日  
2003 年 6 月 5 日 (05.06.2003)

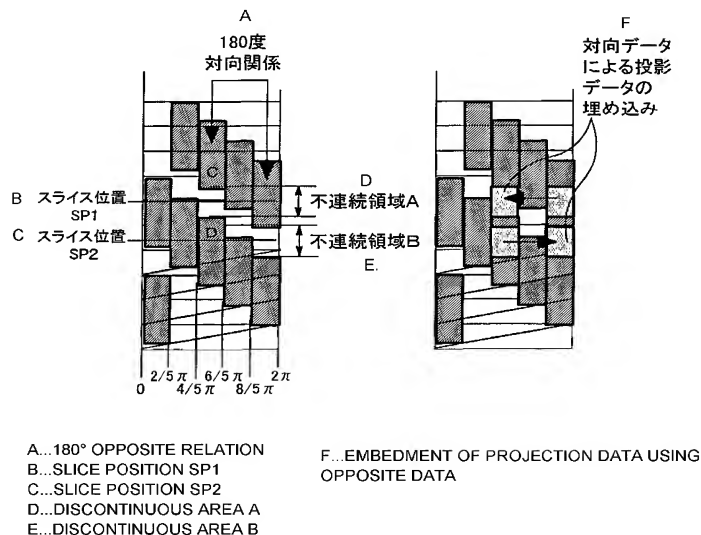
PCT

(10) 国際公開番号  
WO 03/045247 A1

- (51) 国際特許分類: A61B 6/03 (72) 発明者; および  
(75) 発明者/出願人 (米国についてのみ): 國分 博人 (KOKUBUN, Hiroto) [JP/JP]; 〒277-0812 千葉県 柏市 花野井 7 5 0-1 7-2 0 4 Chiba (JP). 中澤 哲夫 (NAKAZAWA, Tetsuo) [JP/JP]; 〒277-0803 千葉県 柏市 小青田 1 5 6-B 2 0 5 Chiba (JP). 宮崎 靖 (MIYAZAKI, Osamu) [JP/JP]; 〒302-0102 茨城県 守谷市 松前台 6-1 2-6 Ibaraki (JP).
- (21) 国際出願番号: PCT/JP02/12448
- (22) 国際出願日: 2002 年 11 月 28 日 (28.11.2002)
- (25) 国際出願の言語: 日本語
- (26) 国際公開の言語: 日本語
- (30) 優先権データ:  
特願 2001-366017  
2001 年 11 月 30 日 (30.11.2001) JP
- (81) 指定国 (国内): CN, US.
- (84) 指定国 (広域): ヨーロッパ特許 (AT, BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC, NL, PT, SE, TR).
- (71) 出願人 (米国を除く全ての指定国について): 株式会社日立メディコ (HITACHI MEDICAL CORPORATION) [JP/JP]; 〒100-0047 東京都千代田区内神田一丁目 1 番 1 4 号 Tokyo (JP).
- 添付公開書類:  
— 国際調査報告書
- 2 文字コード及び他の略語については、定期発行される各 PCT ガゼットの巻頭に掲載されている「コードと略語のガイダンスノート」を参照。

(54) Title: CARDIAC TOMOGRAPHY AND TOMOGRAM USING X-RAY CT APPARATUS

(54) 発明の名称: X線CT装置を用いた心臓断層画像作成方法及び装置



(57) Abstract: An X-ray CT apparatus having a multidetector (multislice detector), in which the retrospective ECG (electrocardiography) gate imaging method is applied to spiral scanning, the discontinuity of projection data generated in the scanning is interpolated by using, for example, data on heart beat temporal phases in a 180° opposite relation so as to reduce motion artifacts, continuous split projection data acquired by this is used to create projection data on a given slice position and heart beat temporal phase, a tomogram of the whole heart, a three-dimensional image thereof, and even a three-dimensional moving image of a heart at a heart beat temporal phase with given time intervals are created smoothly without pause by adequately combining the projection data or collecting the projecting data.

[続葉有]



WO 03/045247 A1



---

(57) 要約:

多列検出器（マルチスライス検出器）を備えた X 線 CT 装置において、レトロペクティブ ECG（Electrocardiography）ゲート撮影法を螺旋スキャンにも適用し、その時に発生する投影データの不連続を、例えば 180 度対向関係の心拍時相のデータなどを用いて補間してモーションアーチファクトを低減し、また、これにより得られる連続性の分割投影データを利用し、任意のスライス位置及び心拍時相の投影データを形成し、適宜組み合わせ、あるいは、集合することにより、任意の時間間隔の心拍時相における心臓全体の断層画像、その三次元画像、さらには、心臓の三次元動画などを、途切れなくスムーズに作成することを可能とする。

## 明 細 書

## X 線 CT 装置を用いた心臓断層画像作成方法及び装置

## 5 技術分野

本発明は、X 線 CT 装置を用いた心臓断層画像作成方法及び装置に関し、特に螺旋スキャンを行って多列型検出器（マルチスライス型検出器）で投影データを検出する方式の X 線 CT 装置にレトロペクティブ ECG（Electrocardiography）ゲート撮影方法を適用して心臓の断層画像を作成する方法及び装置に関する。

## 10

## 背景技術

一般に、人体の心臓はその拍動のため X 線 CT 装置を用いて撮影を行うとモーションアーチファクトが断層画像に現れ、診断上好ましくない画像となる。モーションアーチファクトを発生させないためには、スキャンスピードを 1 心拍周期以下に高速にする必要がある。しかし、人体の心臓の心拍数は、人体によっても、また同じ人体でもそのときの肉体的状態や精神的状態によっても異なり、現在の第三世代の CT システムのスキヤナの機構では、そのスキャンスピードを前記すべての心拍周期以下に高速化することは困難である。このため、心拍周期に同期させずに撮影して、投影データを得たあとに心拍時相が同一のデータを組み合わせ

15 以下に高速にする必要がある。しかし、人体の心臓の心拍数は、人体によっても、また同じ人体でもそのときの肉体的状態や精神的状態によっても異なり、現在の第三世代の CT システムのスキヤナの機構では、そのスキャンスピードを前記すべての心拍周期以下に高速化することは困難である。このため、心拍周期に同期させずに撮影して、投影データを得たあとに心拍時相が同一のデータを組み合わせ

20 せて画像を再構成する方法が特開 2001-137232 号公報に開示されている。これは、被検体の心電周期を測定し、この測定された心電周期に対して非同期の角速度で被検体の心臓を走査して投影データを取得し、時間的に不連続な投影データのセグメントから被検体の心臓の断層画像を作成する。作成された画像は、心電周期の選択された部分、例えば比較的静止した部分に相当するものとなる。

25 しかし、上記特開 2001-137232 号公報に開示されている心臓撮影方法には以下の二つの点が言及されていない。

その一つは、多列型の X 線検出器（マルチスライス型 X 線検出器）を備え、X 線源と前記 X 線検出器とを被検体の周囲を回転しながら被検体を移動して撮影する螺旋スキャンを行って、投影角度方向（ビュー方向）に時間的に不連続な投影

データを収集するために、被検体の体軸方向（スライス方向）に画像再構成に必要な投影データの不連続な領域が発生する場合がある。再構成投影データに不連続領域が存在する場合、所望するスライス位置の投影データが不足するため、このまま再構成処理を行って画像を作成するとアーチファクトまたは著しく劣化した画像を得ることになる。

もう一つは、前記心拍周期とスキャン周期との間に位相のずれがある場合は、投影角度方向に再構成に必要なデータ数が不足し、再構成画像を作成できない場合がある。

また、一般に、心臓の拍動の様子を観察する場合、従来はスキャン時間を微調整してスキャン周期と心拍周期との同期をとり、上記特開 2001-137232 号公報等  
10 15 20 25  
に開示されている心臓断層像や、あるいは複数の心臓断層像から得られる三次元画像を、心拍時相の順番に、連続的に表示して動画とする方法をとっている。しかしながら、X 線発生源と X 線検出器とを被検体の周囲に回転させるスキナの機械精度から、微調整できるスキャン時間の範囲には限界があり、また、上記の従来技術では、1 心拍を分割し、それぞれの心拍時相における画像を並べた動画であるので、スムーズな動画を得ることが難しい。

そこで本発明の目的は、まず、多列型検出器を備えた X 線 CT 装置で螺旋スキャンを行っても、スライス方向の投影データの不連続領域を無くして、心臓の拍動によるモーションアーチファクトが低減された任意のスライス位置の心臓断層  
20 25  
像を得ることができる心臓断層画像作成方法及び装置を提供することにある。

さらに、本発明では、心拍周期とスキャン周期との間に位相のずれが生じた場合でも、再構成に必要な投影角度方向のデータ数の不足を解消して心臓の拍動によるモーションアーチファクトの少ない心臓断層像を得ることができ、かつ、従来よりもスムーズな心臓断層動画を得ることのできる心臓断層画像作成方法及び  
25  
装置を提供することを目的とする。

#### 発明の開示

前記目的を達成するために、本発明の X 線 CT 装置を用いた心臓断層画像作成方法は、被検体のスライス方向に多列の X 線検出器を備えた X 線 CT 装置で螺旋

スキャンを行って、前記 X 線検出器で検出した投影データを用いて前記被検体の心臓の断層画像を作成する方法であって、被検体の心電情報を測定するステップと、前記螺旋スキャンの各スキャンから断層画像の再構成に必要な投影データの分割数を求めるステップと、前記投影データ分割数と前記心電情報を測定するステップで得られた心電周期とを基に同じ心拍時相の分割投影データを収集し断層画像の再構成に必要な投影データを形成するステップと、前記形成した投影データの  
5 前記被検体のスライス方向に不連続な領域を補って連続投影データを形成するステップと、前記連続投影データを用いて前記被検体の心臓の断層画像を作成するステップと、から成ることを特徴とする。前記投影データの分割数を求める  
10 ステップは、前記螺旋スキャンのスキャン周期と前記心電情報から得られる心電周期とが同期するスキャン数を求め、該同期するスキャン数内の各スキャンにおける断層画像の再構成に必要な投影データの分割数を算出するステップを含む。

前記連続投影データを形成するステップは、前記被検体の体軸方向の投影データの不連続領域を、180 度対向位置関係にあつて、かつ心拍時相が同一の投影データで補う補間手段又は前記不連続領域近傍の心拍時相が同一の投影データを用いた補間で補う補間手段を有し、これらの補間手段により前記被検体の体軸方向に連続な投影データを形成する。前記不連続領域近傍の心拍時相が同一の投影データを用いた補間に用いる投影データは、前記不連続領域近傍の心拍時相が同一の投影データに重み付けして得られるデータでも良い。

上記の心臓断層画像作成方法によって、螺旋スキャンにおける投影データの不連続性を解消できるので、これにより得られる心臓断層画像は、心臓の拍動による動きアーチファクト（モーションアーチファクト）が少ない良好な画像を得ることができる。

さらに、前記連続投影データを形成するステップは、前記分割投影データのデータ幅を求めるステップを設け、前記分割投影データの先頭投影角度と分割投影データ数とデータ幅との少なくとも 1 つを調整することによって、任意の心拍時相に等しく、かつ、画像再構成に必要な投影角度範囲の投影データを形成する。

前記画像再構成に必要な投影角度範囲の投影データは、前記分割投影データのデータ幅を広めに設定し、それぞれの分割投影データの境界付近のデータに重み

付け処理を施し、隣り合う分割投影データの境界部分を足し合わせて重ね合わせる  
ことにより形成しても良い。

- また、前記分割投影データの先頭投影角度を移動させることにより、任意の心  
拍時相の投影データを形成することができ、前記分割投影データの先頭投影角度  
5 の移動量が任意の投影角度だけ異なる投影データを複数形成し、それぞれを画像  
再構成することによって任意の時間間隔の心拍時相における心臓断層像を複数枚  
作成することができる。さらに、任意の時間間隔の心拍時相における心臓断層像  
を複数枚作成するステップは、前記分割投影データから求めた画像再構成に必要な  
10 複数の投影データに対して前記被検体のスライス方向に重み付け処理を施すス  
テップと、前記重み付け処理が施された複数の投影データのそれぞれに対して画  
像再構成を行い、スライス位置の異なる複数の心臓断層像を得るステップと、前  
記複数の心臓断層像から内挿、又は外挿の補間処理を施して任意のスライス位置  
の心臓断層像を得るステップと、を含む。さらにまた、任意の時間間隔の心拍時  
15 相における心臓断層像を複数枚作成するステップは、前記分割投影データから求  
めた画像再構成に必要な複数の投影データに対して内挿、又は外挿を用いたスラ  
イス方向の補間を行って任意の投影データを得るステップと、この任意の投影デ  
ータに対して画像再構成を行い、任意のスライス位置の心臓断層画像を得るステ  
ップと、を含むことを特徴とする。上記の方法で形成した投影データを用いて心  
臓の断層画像を再構成することによって、被検体の心拍周期と螺旋スキヤンのス  
20 キヤン周期との間に位相のずれが生じた場合でも、分割投影データ数とデータ幅  
を適切に調整できるようにしたので、モーションアーチファクトの少ない心臓断  
層画像を得ることができる。

- 前記連続投影データを形成するステップは、収集した心拍時相の合う分割投影  
データから任意のスライス位置の投影データを形成し、これらの投影データから  
25 心臓断層像を作成することにより心臓断層動画を得ることができる。また、前記  
連続投影データを形成するステップは、得られた任意の心拍時相の心臓断層像を  
各々の心拍時相ごとに前記被検体のスライス方向に複数集合する投影データを形  
成し、これらの投影データから心臓の三次元画像を得て、これらの三次元画像を  
心拍時相の順番に表示することにより心臓の三次元画像の動画を得ることができ

る。また、本発明の X 線 CT 装置を用いた心臓断層画像作成装置は、被検体のスライス方向に多列の X 線検出器を備えた X 線 CT 装置で螺旋スキャンを行って、前記 X 線検出器で検出した投影データを用いて前記被検体の心臓の断層画像を作成する装置であって、被検体の心電情報を測定する心電情報測定手段と、前記螺旋スキャンの各スキャンから断層画像の再構成に必要な投影データの分割数を求める手段と、前記投影データ分割数と前記心電情報測定手段で測定した心電周期とを基に同じ心拍時相の分割投影データを収集し、断層画像の再構成に必要な投影データを形成する投影データ形成手段と、前記形成した投影データの前記被検体のスライス方向に不連続な領域を補って連続投影データを形成する連続投影データ形成手段と、前記連続投影データを用いて前記被検体の心臓の断層画像を作成する画像作成手段と、前記作成した断層画像を表示する表示手段と、を含むことを特徴とする。前記投影データの分割数を求める手段は、前記螺旋スキャンのスキャン周期と前記心電情報測定手段から得られる被検体の心電周期とが同期するスキャン数を求め、該同期するスキャン数内の各スキャンにおける断層画像の再構成に必要な投影データの分割数を算出する手段を含む。前記連続投影データ形成手段は、前記被検体のスライス方向の投影データの不連続領域を、180 度対向位置関係にあつて、かつ心拍時相が同一の投影データで補う補間手段又は前記被検体のスライス方向の投影データの不連続領域を、該不連続領域近傍の心拍時相が同一の投影データを用いた補間で補う補間手段を有する。

前記補間に用いる投影データは、前記不連続領域近傍の心拍時相が同一の投影データに重み付けして得られることを特徴とする。

このように構成することによって、螺旋スキャン時における投影データの不連続性を解消できるので、これにより得られる心臓断層画像は、心臓の拍動によるモーションアーチファクトが少ない良好な画像を得ることができる。

さらに、前記連続投影データ形成手段は、前記分割投影データのデータ幅を求める手段を設け、前記分割投影データの先頭投影角度と分割投影データ数とデータ幅との少なくとも 1 つを調整することによって、任意の心拍時相に等しく、かつ、画像再構成に必要な投影角度範囲の投影データを形成することを特徴とし、前記画像再構成に必要な投影角度範囲の投影データは、前記分割投影データのデ

ータ幅を広めに設定し、それぞれの分割投影データの境界付近のデータに重み付け処理を施し、隣り合う分割投影データの境界部分を足し合わせて重ね合わせることでにより形成する。また、前記分割投影データの先頭投影角度を移動させて任意の心拍時相の投影データを形成することも、前記分割投影データの先頭投影角度の移動量が任意の投影角度だけ異なる投影データを複数形成し、それぞれを画像再構成することによって任意の時間間隔の心拍時相における心臓断層像を複数枚作成することもできる。前記任意の時間間隔の心拍時相における心臓断層像を複数枚作成する手段は、前記分割投影データから求めた画像再構成に必要な複数の投影データに対して前記被検体のスライス方向に重み付け処理を施す手段と、前記重み付け処理が施された複数の投影データのそれぞれに対して画像再構成を行い、スライス位置の異なる複数の心臓断層像を得る手段と、前記複数の心臓断層像から内挿、又は外挿の補間処理を施して任意のスライス位置の心臓断層像を得る手段と、を含み、また前記分割投影データから求めた画像再構成に必要な複数の投影データに対して内挿、又は外挿を用いたスライス方向の補間を行って任意の投影データを得る手段と、この任意の投影データに対して画像再構成を行い、任意のスライス位置の心臓断層画像を得る手段と、を含むことを特徴とする。

上記のように形成した投影データを用いて心臓の断層画像を再構成することによって、被検体の心拍周期と螺旋スキュンのスキュン周期との間に位相のずれが生じた場合でも、分割投影データ数とデータ幅を適切に調整できるようにしたので、モーションアーチファクトの少ない心臓断層画像を得ることができる。

前記連続投影データ形成手段は、さらに、収集した心拍時相の合う分割投影データから任意のスライス位置の投影データを形成し、これらの投影データから心臓断層像を作成することにより心臓断層動画を得ることができる。

さらに、得られた任意の心拍時相の心臓断層像を各々の心拍時相ごとに前記被検体のスライス方向に複数集合する投影データを形成し、これらの投影データから心臓の三次元画像を得てこれを表示することも、前記三次元画像を心拍時相の順番に表示することにより心臓の三次元像の動画を表示することもできる。



図 1 は本発明による心臓用レトロペクティブ ECG ゲート撮影機能を備えた X 線 CT 装置のシステム構成を示す図である。図 2 は心電波形の説明図である。図 3 はレトロペクティブ ECG ゲート説明図である。図 4 はレトロペクティブ ECG ゲートの説明図である。図 5 は本発明の流れを説明する図である。図 6 は螺旋スキャンでかつ X 線検出器列が多列の場合のレトロペクティブ ECG ゲートの説明図である。図 7 はレトロペクティブ ECG ゲートの説明図である。図 8 は補間方法の説明図である。図 9 は螺旋スキャンでかつ X 線検出器列が多列の場合のレトロペクティブ ECG ゲートの説明図である。図 10 は不連続投影データの説明図である。図 11 は不連続投影データの説明図である。図 12 は不連続領域の補間説明図である。図 13 は本発明における投影データ形成装置の分割投影データ収集の一例を示す図である。図 14 は本発明における投影データ形成装置の分割投影データ収集の他の一例を示す図である。図 15 は本発明における投影データ形成装置の分割投影データ収集のさらに他の一例を示す図である。図 16 は本発明における投影データ形成装置と画像処理装置が行う処理の流れを示す図である。図 17 は図 16 で示される処理の詳細を説明する図である。図 18 は図 16 で示される処理の詳細を説明する図である。図 19 は図 16 で示される処理の詳細を説明する図である。図 20 は本発明における投影データ形成装置での任意の心拍時相をもった分割投影データ収集の一例を示す図である。

## 20 発明を実施するための最良の形態

以下、添付図面にしたがって本発明の好ましい実施の形態について詳術する。

### 《システム構成》

図 1 に本発明による心臓用 ECG ゲート機能を備えた X 線 CT 装置のシステム構成を示す。本発明の X 線 CT 装置を用いた心臓断層画像作成方法及び装置は、X 線照射および検出を行うスキャナガントリ部 202 と、このスキャナガントリ部 202 で検出された計測データから投影データを作成する投影データ形成装置 207 と、作成された投影データを CT 画像信号に処理する画像処理装置 208、並びに CT 画像を出力する表示装置 205 とを備えている。

前記スキャナガントリ部 202 は、回転円盤 209 と、この回転円盤 209 に搭載

された X 線管 201 と、この X 線管 201 に取り付けられて X 線束の方向を制御するためのコリメータ 210 と、被検体 214 を挟んで前記 X 線管 201 と対向する前記回転円盤 209 上に搭載され前記被検体 214 を透過した X 線強度を検出する X 線検出器 204 とを備えている。この X 線検出器 204 は、検出素子を被検体の体

5 軸方向に複数列並べることにより、同時に複数位置の投影データが取得可能な多列検出器（マルチスライス検出器）を備えている。また、この回転円盤 209 は回転駆動装置 211 によって回転されており、この回転駆動装置 211 は測定制御装置 212 によって制御されている。また、上記 X 線管 201 から発生する X 線強度は、測定制御装置 212 によって制御されており、この測定制御装置 212 は入力装置

10 215 から入力され設定されたスキャン条件に対応してコンピュータ 213 によって操作・制御されている。さらに、上記の投影データ形成装置 207 は、被検体 214 の心電波形を取得するために心電計 206 に接続されている。

以上にその概略構成を説明した本発明の X 線 CT 装置を用いた心臓断層画像作成方法及び装置は、テーブル 203 に被検体を寝かせた状態で、X 線管 201 から X

15 線が照射される。この X 線はコリメータ 210 により指向性を得て X 線検出器 204 によって検出されるが、その際、上記の回転円盤 209 を患者の周りに回転させることにより、X 線を照射する方向を変えながら（スキャンしながら）、X 線検出器 204 を用いて X 線を検出する。この検出された計測データと、心電計 206 により計測される被検体 214 の心電情報とが投影データ形成装置 207 に転送され、

20 心臓用 ECG ゲート撮影方法を用いて投影データを形成し、さらに、画像処理装置 208 によって CT 画像に再構成され、この再構成された心臓の断層画像が表示装置 205 上に表示される。

図 2 には今後の実施例の中で説明に用いる心電図の波形名称を示した。心電図の中でもっとも値の高いものを R 波、その前後を Q, S 波と呼ばれている。詳細

25 については医学系の専門書を参照されたい。本発明は、図 1 の構成の X 線 CT 装置、すなわち螺旋スキャンを行って多列型検出器で投影データを検出する方式の X 線 CT 装置にレトロペクティブ ECG ゲート撮影方法を適用して心臓の断層画像を作成するものであるが、本発明の基本となるレトロペクティブ ECG ゲート撮影方法の原理について単一系列検出器を備えた X 線 CT 装置でノーマルスキャン

を行う場合について説明しておく。

図3はスキャン中に被検体を載せるテーブル203が静止した状態でかつX線検出器が1列の場合のレトロペクティブ ECG ゲート撮影方法の説明図である。図3に示すように、スキャン周期が1秒、被検体の心拍周期（R-R 時間）が0.75秒の場合、3 スキャン後（心拍で記述すれば4 心拍後）に、スキャン時相と心拍時相が同じになる。3 スキャン周期の中で心臓は4 回心拍を繰り返すため、心拍時相が同じ投影データが3 スキャンの中に4 回存在することになる。レトロペクティブ ECG ゲートでは、心拍時相が同じで投影角度が異なるデータを1 スキャン周期分収集すればよい。今4 心拍周期から1 スキャン周期分の投影データを収集するので、1 心拍周期あたりに収集される投影データは投影角度で表現すれば  $\pi/2$  分ずつ収集すれば良いことになる。

すなわち、第1周期では心電波形 R1, R2 が発生し、第2周期で R3, 第3周期で R4, R5 がそれぞれ発生する。心臓の動きはそれが拡張したときに静止に近い状態になり、これは、心電波形の R1~R5 発生時である。この時点をそれぞれスタート点として、投影角度で  $\pi/2$  ずつの投影データを作成し、これらを投影角度順につなぎ合せると、一枚の心臓のほぼ静止した投影データが得られる。図3の a, b, c, d の投影データは、それぞれ、R1, R2, R3, R4 を始点として投影角度  $\pi/2$  ずつ撮影したときの部分投影データを示す。これを実行すると図4 (a) のような投影データを作ることになる。このデータは R 波後  $\pi/2$  ずつ各心拍周期から収集されており、投影角度はすべて異なっている。つまり  $\pi/2$  の投影角度をスキャンする時間で、360 度をスキャンしたことに等価ということになる。図4 (b) に示すように、a, b の部分は第1 スキャン周期から、d の部分は第3 スキャン周期、C は第2 スキャン周期からデータを収集している。すなわち、図4 (a) は、図3の部分投影データ a, b, c, d を投影角度  $0 \sim 2\pi$  の順に並べて一つの投影データを作成したものである。従って心電波形 R1, R4, R3, R2, R5 の順に部分投影データ a, d, c, b が並ぶことになる。図4 (b) は部分投影データ a, b, c, d を収集して一枚の心臓の投影データを構成した例を示すもので、投影角度  $0 \sim 2\pi$  に対して、最初の  $\pi/2$ 、すなわち、 $0 \sim \pi/2$  は部分投影データ a になり、次いで、 $\pi/2 \sim \pi$  は部分投影データ d、そして、c および d は、

それぞれ、 $\pi \sim 3\pi/2$  および  $3\pi/2 \sim 2\pi$  に位置する部分投影データであり、これで、一枚分の投影データが作成される。

このレトロペクティブ ECG ゲートは（図 3 の例では） $\pi/2$  の投影角度をスキャンする時間で、360 度をスキャンしたことになるため、理論的なスキャン時間  
5 間は 0.25 秒で撮影したことになり、1 スキャン 1 秒程度の現在の第 3 世代 CT でも心臓の撮影が高速に行える。また、スキャン時間と心拍の時間によってはより高速なスキャンも行える。

図 5 は心臓撮影を行う際の大まかな流れを示す。まずステップ 1 でスキャン時間と被検体の心拍数に基づいて、ステップ 3 で必要になるスキャン周期を求めて  
10 おく。すなわち、ステップ 1 において、図 3 に示したスキャン時間 1 秒と、被検体心拍数 0.75 秒とから、必要スキャン数としてスキャンと心拍とが同期するスキャン数=3 と、投影データ分割数=1/4 分割〔図 4 (a) , (b) 〕を決定する。ステップ 2 では、ステップ 1 で求めたスキャン数に基づき撮影を行う。

ステップ 3 で投影データ形成装置 207 は被検体 214 から得られた心電情報（図  
15 3 の R1~R5）を基に、各種スキャン周期から心拍時相の合う投影データ（図 3 の a~d）を収集する。ステップ 4 ではステップ 3 で得られた投影データをもとに画像処理装置 208 で再構成処理され画像となる。この画像は心臓があたかも止って見えるような断層像となる。

#### 《投影データの不連続性への対応》

20 本発明の第一の実施の形態である X 線 CT 装置を用いた心臓断層画像作成方法及び装置であって、図 3 のレトロペクティブ ECG ゲート撮影方法を、スキャン中にテーブルが動く螺旋スキャンに用いた場合の投影データの不連続性によって生じるアーチファクトの少ない心臓の断層画像を得ることが可能な心臓断層画像作成方法及び装置について説明する。

#### 25 (1) 投影データの不連続領域が狭い場合

図 6 は検出器が 4 列の多列検出器の場合で、スキャン周期は 1 秒、心拍周期は 0.75 秒の場合で、投影データの不連続領域が狭い場合である。

図の縦軸は被検体を載置するテーブルの直線移動方向（被検体の体軸方向で Z 軸方向とも呼ぶ）、横軸は投影角度を示している。検出器の軌跡は各検出器の中

## 1 1

心を描いている。螺旋スキャンピッチは、1 スキャンが終了すると、1 検出器分テーブルが移動するピッチ 1 を用いている。つまり第 3 スキャンが終了したときの 1 列検出器の位置が第 1 スキャン（投影角度はゼロの時）の 4 列検出器の位置と同じになる。図 6 ではテーブルが固定され、X 線源や X 線検出器が動くとは仮定して（実際には X 線源や X 線検出器が動かず、テーブルが移動する）説明しているため、X 線検出器の軌跡は傾きを待った直線として表現できる。

図 6 でも図 3 と同じように心拍時相が同じ投影データを収集すると、図 6 の斜線で示す領域が該当する。

図 6 の場合も 3 スキャン周期の中で心拍周期は 4 回現れるのであるから、 $\pi/2$  分の投影データを収集すれば 1 スキャン分の投影データを得ることが可能である。図 6 の場合、4 列検出器を用いているため、収集する投影データは検出器分の幅を待つことになり、これを図では斜線の長方形で示している。つまり長方形内であれば、任意のスライス位置で投影データを近傍の検出器で得られた投影データ間の補間によって算出可能となる。すなわち、スキャンは 1 周期 1 秒で、投影角度は  $0 \sim 2\pi$  である。このスキャンが 3 周期行われて、心電波形 R1~R4 ごとに投影データ a, b, c, d を得るようにする。

図 7 では、図 6 の各スキャン周期で得られる投影データを 1 スキャン分で描けるように、長方形を第 1 スキャン内に平行移動させて表現してある。すなわち、投影角度  $0 \sim 2\pi$  の間に、投影データが a, d, c, b の順に並んだ状態になる。図 7 では各周期より収集された投影データが、階段状に描かれているが、これは螺旋スキャンをおこなっているため収集したデータは被検体テーブルの直線移動方向（Z 軸方向）にずれているからである。例えば、図 7 で示すスライス位置 SP での投影データは、いずれの投影角度であっても、斜線で示す長方形内に含まれているため、算出が可能となる。補間の方法は図 8 で示すように単純な距離に応じた重みを使った線形補間などを用いれば実現することができる。

図 8 では説明のため図 7 の  $\pi \sim 3\pi/2$  の部分の投影データを抜きだしているが、この場合 3 列および 4 列検出器より所望するスライス位置の投影データを算出している。すなわち、図 8 (a) は 3 列目の検出器 80 と 4 列目の検出器 81 とにより、公知の一般的な線形補間方法により、スライス位置 83 を算出したものである。

る。また、図 8 (b) はスライス位置 83' を算出する例を示すもので、検出器の軌跡 80' と 81' の間を例えば 1.0 に設置し、スライス位置 83' と軌跡 80' との間の重みを例えば  $w=0.4$ 、スライス位置 83' と軌跡 81' との間の重みを例えば  $w=0.6$  に設定して、スライス位置を算出する方法を示したものである。図 7 のスライス位置 70 はこのようにして算出したものである。

図 6, 7 では第 3 スキャンまでを表現しているが、図 9 ではさらにスキャンした場合において収集できる投影データを第 1 スキャン内に平行移動して表現した。スキャンを続けて行けば図 9 に示すように様々なスライス位置で心拍時相が同一で投影角度が異なる投影データが算出可能となる。すなわち、投影データ a, b, c, d は、それぞれ、第 1 周期～第 3 周期に相当する投影データであり、e, f, g, h は第 4～第 6 周期に相当する投影データを示すものである。この場合、スライス位置 90～93 は、いずれかの投影データにまたがっているので、任意のスライス位置で画像データを作成することができる。

#### (2) 投影データの不連続領域が広い場合

次に、心拍などが異なる場合を説明する。スキャン周期 1 秒、心拍周期 0.8 秒、螺旋スキャンピッチが 1 の例ではスキャン 4 周期、心拍周期では 5 周期で同期することになる。この場合の収集される投影データはそれぞれ  $2\pi/5$  ずつになる。本発明では収集する投影データの幅などは投影データ形成装置 207 でなされる。

図 6, 7, 8 で説明したように上記の例を図であらわすと図 10 のようになる。図 10 のスライス位置 SP の投影データを算出しようとする、 $2\pi/5 \sim 4\pi/5$  の区間において、長方形の中にスライス位置が含まれておらず投影データが算出できない、投影データの不連続領域 110 が発生している。この場合、投影データの算出は不可能である。

図 9 の例でも不連続な領域は発生しているが、図 10 の例に比べてその区間はきわめて狭いので、様々なスライス位置で投影データの算出は可能となる。図 10 では、不連続な区間の幅が広いため、算出不可能なスライス位置が非常に増えることになる。図 11 ではその極端な例を示したもので、スキャン周期 1 秒、心拍周期 0.9 秒の場合を想定した。図 11 の場合、収集される投影データの幅は  $\pi/5$  となり、必要となる投影データは 9 周期となる。9 周期スキャンを行って漸

く1スキャン分の投影データを収集できるわけであるが、この9スキャン周期の間に螺旋スキャンの場合、被検体テーブルがどんどん移動していくため、図11に示すように投影データの不連続領域110は著しく大きくなる。このため所望するスライス位置で投影データの算出が不可能になってしまう。

5 本発明では以下のように上記の不具合を解決した。図12(a)には1秒スキャン、心拍周期が0.8秒で繰り返される場合におけるレトロペクティブECGゲートスキャン法を示している。図12(a)でも明らかなように、例えばスライス位置SP1では $4\pi/5 \sim 6\pi/5$ （不連続領域A）の区間において投影データの不連続が発生している。

10 またスライス位置SP2では $8\pi/5 \sim 2\pi$ （不連続領域B）の区間において投影データの不連続領域が発生している。投影データの不連続があると所望するスライス位置の投影データを算出することができないため、このまま再構成処理を行い画像を求めるとアーチファクトまたは著しく劣化した画像を得ることになる。

15 図12(a)で示すように $4\pi/5 \sim 6\pi/5$ と $8\pi/5 \sim 2\pi$ は180度対向関係にある。対向関係とは同じ領域を透過するX線パスであって、そのX線の入射が互いに180度ずれている関係を言う。つまり180度対向データは被検体テーブルが静止しているスキャンでは理論的にはまったく同じになることになる。

図12(a)での対向関係では、螺旋スキャンを用いているため対向関係であっても、その被検体テーブル位置（スライス位置）が異なるため同一にはならない。

20 しかしながら、不連続領域を180度対向する投影データで置き換えることによって、不連続領域をなくすることは非常に有効な補正方法である。なぜならばレトロペクティブECGゲート撮影では、心臓のモーションアーチファクトをできるだけ抑制するため、心拍時相が同一の投影データを収集することを前提としている。このため、図12(a)で示す不連続領域Aになんらかの投影データを置き換

25 える場合、180度対向位置関係であって、かつ、心拍時相が同一である投影データを用いなければならない。図12(a)で示す四角の斜線領域はすべて心拍時相が同一のデータとなっているので、これらから対向関係にある投影データを用いれば、180度対向位置関係であって、かつ、心拍時相が同一である投影データを用いることになる。

上記の対向関係にあつて、かつ心拍時相が同一の投影データを不連続領域に埋め込んだ例が図 12 (b) である。図 12 (b) では不連続領域が埋め込み処理によって消滅しており、スライス位置 SP1 で投影データの算出が可能となっている。また逆に不連続領域 B では  $8\pi/5 \sim 2\pi$  の区間が不連続であるが、これも 180 度対向関係にある、 $4\pi/5 \sim 6\pi/5$  のデータを埋め込むことで解決し、スライス位置 SP2 の投影データを算出可能としている。また、分割投影データ数は、心拍周期と分割投影データ数との関係を投影データ形成装置内のメモリにテーブル化しておき、これを参照して求めるようにすれば良い。

上記は対向関係にある投影データを用いているが、スライス位置 SP1 の不連続領域の投影データを、四角斜線領域 C と D から線形補間によって算出しても投影データの算出は可能である。前記 180 度対向データを用いる方法より信頼性は低いものの、心拍時相が同一のデータを用いることになり、心臓撮影には適していると言える。

なお、上記の説明では、180 度対向関係にあつて心拍時相が同一のデータを用いる方法、隣接する投影データを用いて線形補間などによって求める方法を採用しているが、どちらも心拍時相は同一のデータを用いているため、得られる心臓断層像は心臓のモーションアーチファクトが少ない画像を得ることができる。

《心拍周期とスキャン周期との位相のずれに対する投影データの最適化と再構成》

続いて、本発明の第二の実施の形態になる X 線 CT 装置を用いた心臓断層画像作成方法及び装置であつて、上記に説明した本発明によって得られる連続領域の投影データ、すなわち、各スキャン周期から心拍時相の合う投影データを収集する際に、心拍周期とスキャン周期との間の位相のずれに対応して投影データを最適化することによって、さらにアーチファクトの少ない心臓の断層画像（二次元画像）、三次元画像及び四次元画像（動画）を得ることが可能となる心臓断層画像作成方法及び装置について説明する。

なお、本発明の心臓断層画像作成に用いる X 線検出器 204 は、検出素子を被検体の体軸方向に複数列並べることにより、同時に複数位置の投影データが取得可能なマルチスライス検出器で、スキャン方式は螺旋スキャンの場合である。



図1で説明したように、被検体テーブル203に被検体214を寝かせた状態で、X線管201からX線が照射される。このX線はコリメータ210により指向性を得てX線検出器204によって検出されるが、その際、上記の回転円盤209を被検体の周りに回転させることにより、X線を照射する方向を変えながら（スキャンしながら）、X線検出器204を用いてX線を検出する。この検出された計測データは、投影データ形成装置207に転送され、ここでは心電計206により計測される被検体の心電情報（上記図2やそれに関する記載を参照）と、測定制御装置212から得られる撮影条件とからモーションアーチファクトの少ない投影データを形成する。また、このようにして得られた投影データは、さらに、画像処理装置208によってCT画像に再構成され、表示装置205上に以下に詳述する3次元や4次元（動画）画像として出力される。

#### (1) 投影データの収集

図13はスキャン周期と心拍周期との比が6:7の例である。なお、この図13(A)には、X線CT装置の投影データ形成装置207における分割投影データ収集のタイミングが示されている。また、図13(B)には、上記図13(A)に示す再構成に必要な「180度+ファン角 $\div$ 240度」の期間における分割投影データ収集タイミングの拡大図が示されている。この図13(A)の横軸は時間(t)であり、また、その縦軸は被検体テーブル（図1における符号203を参照）の直線移動方向(Z軸)の位置である。

また、この横軸下方には心電計206からのECG信号を図示し、時間方向(t)での心拍動の位置を示している。なお、この時の撮影条件は、螺旋ピッチ1、4列の検出器とし、スキャン周期と心拍周期の比が6:7の場合を想定したものである。ここで螺旋ピッチはZ軸方向の検出素子配列ピッチに対する比として定義される。

この図13(A)の縦軸には、4本の斜め線が螺旋スキャンを行った場合の回転中心における4個の検出素子の軌跡を示している。また、検出素子の中心軌跡上の太線は、上記の実施の形態でも説明した、心拍時相の等しい分割投影データを示しており、ここでは、それぞれの分割投影データをa1, a2, a3, a4とした。また、ここでは、分割投影データの収集方法が理解しやすいように、第1スキャン

ン目に収集後の投影データを示し、図 13 (B) の下方の 4 つに区切られた方形は、  
収集後の投影データの拡大図であり、区切られたそれぞれの部分は収集された  
各々の分割投影データを示し、かつ、図中には、それぞれの分割投影データの検  
出器データ、スキャン開始からのスキャン数、そして、投影角範囲を明示してい  
る。

このようにスキャン周期と心拍周期の比が 6 : 7 の場合、第 1 列検出器の第 1  
スキャン投影角 0 ~ 60 度の分割投影データ a1、第 2 列検出器の第 2 スキャン投  
影角 60 ~ 120 度の分割投影データ a2、第 3 列検出器の第 3 スキャン投影角 120  
~ 180 度の分割投影データ a3、そして、第 4 列検出器の第 4 スキャン投影角 180  
~ 240 度の分割投影データ a4 は、それぞれが ECG 信号において同範囲の分割投  
影データであって、同じデータ幅を持った 4 個の分割投影データから画像再構成  
に必要となる 180 度に X 線源のファン角を加えた投影角度（約 240 度）分の投  
影データの収集に成功していることが明らかであろう。

上記のアルゴリズムを用いて収集した投影データを画像再構成することにより、  
時間分解能がスキャンタイムの 6 分の 1、且つモーションアーチファクトが少な  
い再構成画像を得ることが可能である。なお、上記図 13 の撮影条件では、本来、  
モーションアーチファクトが少ない投影データを形成することが可能であるので、  
この撮影条件を、ここでは理想の条件とする。

しかし、上記図 13 で説明した投影データ収集法を適用できる条件は、スキャ  
ン周期と心拍周期の比が 6 : 7 の場合に限られており、この比とは異なる条件下  
で上記図 13 の投影データ収集法を適用した場合、心拍時相の等しい分割投影デ  
ータを収集することができず、モーションアーチファクトが少ない再構成画像を  
得ることは不可能である。

上記の問題点に対する対策として、例えば、スキャン時間を機械的に変更して、  
理想的な条件に近づけることも可能であるが、しかしながら、機械的変更により  
微調整できるスキャン時間の範囲には限界があり、そのため、心拍時相の等しい  
分割投影データを収集することはできず、モーションアーチファクトが少ない再  
構成画像を得ることは不可能である。

そこで、本発明では、分割投影データの分割数および分割投影データ幅を被検

体の心拍周期に応じて調整することによって、モーションアーチファクトが少ない再構成画像を得る投影データ収集法を提案するものである。

5 先ず、分割投影データの分割数および分割投影データ幅の算出方法について述べておく。分割投影データ幅を  $S_v$  (view)、スキャン時間を  $S_t$  (s)、1 心拍周期を  $C_c$  (s)、撮影ビュー数を  $V_w$  (view)、収集分割投影データ数を  $S_n$ 、再構成に必要なビュー数を  $H_v$ 、検出器列数を  $D_n$  とすると、分割投影データ幅  $S_v$  と収集分割投影データ数  $S_n$  は、下記 (1)、(2) 式から求めることができる。

$$S_v = |S_t - C_c| \times (V_w / S_t) \quad \dots \dots \dots (1)$$

$$S_n = H_v / S_v \quad (\text{少数位切り上げ}) \quad \dots \dots \dots (2)$$

10 以下、その詳細を種々の例をあげて説明する。

図 14 はスキャン周期と心拍周期の比が 36 : 43 の場合である。

この図 14 に示される内容は、上記図 13 と同様である。但し、撮影条件は螺旋ピッチ 1、4 列検出器とし、スキャン周期と心拍周期の比が 36 : 43 の場合を想定している。

15 この比は、上記に説明した理想の条件と比べて、X 線源 201 が 10 度移動するのに要する時間だけスキャン時間よりも心拍周期が長い場合である。また、収集する分割投影データをそれぞれ  $b_1$ ,  $b_2$ ,  $b_3$ ,  $b_4$  とした。

20 スキャン周期と心拍周期の比が 36 : 43 の場合、第 1 列検出器の第 1 スキャン投影角 0 ~ 70 度の分割投影データ  $b_1$ 、第 2 列検出器の第 2 スキャン投影角 70 ~ 140 度の分割投影データ  $b_2$ 、第 3 列検出器の第 3 スキャン投影角 140 ~ 210 度の分割投影データ  $b_3$ 、そして、第 4 列検出器の第 4 スキャン投影角 210 ~ 240 度の分割投影データ  $b_4$  とを組み合わせ、画像再構成に必要なとなる 180 度に X 線源のファン角を加えた投影角度 (約 240 度) 分の投影データを収集している (図 14 (B) の拡大図参照)。

25 この図 14 の分割投影データ収集法は、上記図 13 の場合と比べて、分割投影データ  $b_1$ ,  $b_2$ ,  $b_3$  のデータ幅をそれぞれ 10 度ずつ増加させ、一方、 $b_4$  のデータ幅を  $b_1$ ,  $b_2$ ,  $b_3$  のデータ幅の増加角度の合計である 30 度だけ減少させて 30 度としたのが特徴である。また  $b_2$ ,  $b_3$ ,  $b_4$  の分割投影データ開始角度をそれぞれ、10 度、20 度、30 度ずつ増加させ、これにより、 $b_1$ ,  $b_2$ ,  $b_3$ ,  $b_4$  はそれぞれ心

拍時相の等しい分割投影データとなっている（図 14 (A) 最下段の ECG 信号（心拍信号）を参照）。

この図 14 に示すように、分割投影データのデータ幅を調整する分割投影データ収集法を用いて収集した投影データを画像再構成することにより、時間分解能がスキャン時間の 36 分の 7、且つ、モーションアーチファクトが少ない再構成画像を得ることが可能となる。

上記図 14 では、スキャン時間と心拍周期の比が 36 : 43 の場合（理想の条件と比べて、X 線源が 10 度移動するのに要する時間だけスキャン時間よりも心拍周期が長い場合）の分割投影データ収集法を示したが、さらにスキャン時間と心拍周期の差が大きい場合でも、同様に、収集する分割投影データの数とそのデータ幅を変更することによって、心拍時相の等しい投影データを収集することが可能である。

図 15 には、スキャン時間と心拍周期の比が 18 : 23 の場合（理想の条件と比べて、X 線源が 20 度移動するのに要する時間だけスキャン時間よりも心拍周期が長い場合）の分割投影データ収集法を示した。なお、ここでは、説明の重複を避けるため、拡大図のみを図示し、分割投影データをそれぞれ c1、c2、c3 とした。そして、これら分割投影データ c1、c2、c3 のデータ幅をそれぞれ 20 度ずつ増加させ、収集する分割投影データを 3 個に減少させることによって、やはり上記と同様に、モーションアーチファクトが少ない投影データを得ることが可能となる。

この図 15 の分割投影データのデータ幅を調整する分割投影データ収集法を用いて収集した投影データを画像再構成することにより、時間分解能がスキャン時間の 9 分の 2、且つ、モーションアーチファクトが少ない再構成画像を得ることが可能である。

また、以上に述べた図 13～図 15 で説明した以外のスキャン周期と心拍周期の比の場合でも、上記と同様に、被検体の心拍周期に合わせて分割投影データの幅と分割投影データ数を調整し、心拍時相の等しい分割投影データを収集することによって、モーションアーチファクトの少ない再構成画像を作成することが可能である。

しかし、あまりに理想の条件（即ち、スキャン周期と心拍周期の比が 6 : 7）か

ら外れた条件の場合、本発明を利用すると、得られる分割投影データ数が少なくなり、且つ、分割投影データ幅も大きくなり、得られる再構成画像のモーションアーチファクトは多くなる。そのため、よりモーションアーチファクトが少ない再構成画像を得るためには、測定時のスキャン時間を予め理想の条件に近くなるように設定しておき、本発明を利用することが望ましい。

また、分割投影データ収集を行うと、分割投影データの境界部分では心拍時相が急激に変化するため、心臓断層像を作成した際にモーションアーチファクトが発生する。この現象を解決するには、それぞれの分割投影データのデータ幅を広めに設定し、それぞれの分割投影データの境界付近のデータに重み付け処理を行い、隣り合う分割投影データの境界部分を足し合わせて重ねあわせるなどの手段が考えられる。

また、不整脈など患者の心拍動が不規則になった場合でも、心電計から得られる心拍動の情報（即ち、上記の ECG 信号）を用いて分割投影データのデータ幅、収集してくるデータ数を調整することにより、本発明を利用することが可能である。

## (2) 画像再構成

続いて、上記のようにして得られた投影データ作成後の画像再構成法について、図 16, 17, 18, 19 を用いて説明する。すなわち、任意のスライス位置の心臓断層画像を得るには、作成した投影データに幾つかの処理を施す必要がある。まず、図 16 には、心臓断層画像を得るまでの処理の流れを示した。前述の様に被検体の心拍数、撮影条件から分割投影データの分割数、データ幅を求め (step11)、分割投影データを収集することによって投影データを作成する (step12)。なお、上記に説明した図 13, 14, 15 においては、一つの投影データの収集方法についての例を示したが、しかしながら実際には、スライス位置の異なる複数の投影データの収集も可能である。

そこで、この複数の投影データの作成について、以下に、図 17 を用いて説明する。

まず、図 17 には、上記図 13 で示した理想の条件における投影データの作成方法例を示した。4 列の検出器のデータからスライス範囲の異なる 3 個の投影デー

タを作成している。得られる投影データを R1, R2, R3 とし、収集してきた分割投影データそれぞれについて、用いた検出器データ、スキャン開始からのスキャン数、投影角範囲を示した。また、第 1 スキャンを基準として、それ以前のスキャンをマイナスで示している。

5        この 3 個の投影データからあるスライス位置における心臓断層像を得るための 2 種類の方法を説明する。

1        1 つ目の方法について、上記図 16 と共に図 18 を用いて説明する。この図 18 の縦軸はスライス方向位置を示しており、点線で示されたスライス位置の心臓断層像を求めることとする。そのため、まず、3 個の投影データ R1, R2, R3 それ  
10        ぞれに対して Z 軸方向の重み付け処理を行い（上記図 16 の step13）、これにより、あるスライス位置の投影データを作成する。次に、処理後の投影データ R1'、R2'、R3' のそれぞれに対して画像再構成を行い（step14）、スライス位置の異なる 3 個の心臓断層像を得る。そして、最終的に得られた 3 個の心臓断層像 img1, img2, img3 から、内挿、または外挿の補間処理（Z 軸方向補間処理）を  
15        用いて（step15）、任意のスライス位置の心臓断層像 img を得ることができる。

2        次に、2 つ目の方法について、図 19 を用いて説明する。この方法では作成した 3 個の投影データ R1, R2, R3 から、内挿、または外挿を用いたスライス方向の補間を行い、任意のスライス位置の投影データ R' を得る（Z 軸方向補間処理）ものである（上記図 16 の step16）。その次に、投影データ R' に対して画像再  
20        構成を行う（step17）ことにより、任意のスライス位置の心臓断層像 img を得ることができる。

3        更に、図 20 を用いて、操作者が指示した任意の心拍時相における、画像再構成に必要な投影角度範囲の投影データを形成する手法について説明する。この図 20 は、上記図 13 と同様の条件における、各心拍時相の分割投影データの収集方法を示しており、すなわち、撮影条件は螺旋ピッチ 1、4 列検出器とし、スキャン周期と心拍周期の比が 6 : 7 の場合を想定したものである。前述した通り、この理想の条件下では、心拍時相が等しく、データ幅の等しい 4 個の分割投影データを用いてモーションアーチファクトの少ない再構成画像を得ることが可能である。

## 2 1

図において、最も上方には心電波形（ECG 信号）を示し、その下方には、1 心拍を 7 個の心拍時相に分割した場合のそれぞれの心拍時相を、A から G の英字で表した。その下方には、4 個の検出器それぞれの投影データを帯状の方形で図示しており、1 スキャンを分割投影データの投影角度幅で区切り、各分割投影データを投影角度の小さい順番に 1 から 6 の数字で表している。また、分割投影データ収集方法が分かり易いように、第 2 列検出器の投影データは第 2 スキャンから、第 3 列検出器の投影データは第 3 スキャンから、第 4 列検出器の投影データは第 4 スキャンから収集されている様子を図示している。

また、この図からは、スキャン周期と心拍周期との比が 6 : 7 の条件下であるので、スキャンが進むに連れて、各検出器の分割投影データ 1~6 の心拍時相が 1 心拍時相ずれることが分かるであろう。また、図の最も下方には、分割投影データ収集後の投影データを図示した。例えば、A の心拍時相の投影データを形成する場合、縦に直列に並ぶ 4 個の分割投影データ（二重線で囲まれた部分）を収集し、画像再構成に必要な投影データを得ることが可能である。また、同様に B、G の心拍時相についても投影データ形成の例が図示されている。

次に、任意の心拍時相の投影データを形成する一例として、心拍時相 A と心拍時相 B のちょうど中間の心拍時相をもった投影データを形成することを考える。この場合、まず、それぞれの検出器の投影データにおける分割投影データの先頭投影角度を、分割投影データの投影角度範囲の半分の角度（30 度）だけ X 線源の進行方向へ移動させる。各々の検出器における先頭投影角度変更後の投影データを、変更前の投影データ列の下方に示し、各分割投影データを 1.5、2.5、…6.5 とした。

この場合にも、上記した心拍時相 A の投影データを形成した場合と同様に、分割投影データの先頭投影角度の移動後の分割投影データを収集することで、心拍時相 A と心拍時相 B の中間の心拍時相における投影データを形成することができる。収集後の投影データを、この図 20 の下方に心拍時相 A~B の投影データとして図示した。また、同様の収集方法で、心拍時相 B と心拍時相 C の中間の心拍時相の投影データなど、各心拍時相の中間の心拍時相の投影データを収集することが可能である。

このように、分割投影データの先頭投影角度を移動させることにより、各心拍時相の中間の心拍時相の投影データを収集する方法を説明したが、これによれば、分割投影データの先頭投影角度の移動量を変更することにより、任意の心拍時相の投影データを形成することが可能であることがわかる。

- 5        また、分割投影データの先頭投影角度の移動量が任意の投影角度だけ異なる投影データを複数作成し、それぞれを画像再構成することによって、任意の時間間隔の心拍時相における心臓断層像を複数枚作成することが可能であることもわかる。

### (3) 3次元画像及び4次元画像（動画）の作成

- 10        上記の方法で被検体の体軸方向（Z軸方向、すなわちスライス方向）の異なる複数箇所の位置において、任意の時間間隔の心拍時相における再構成画像を作成し、同じ心拍時相を持った再構成画像を体軸方向に集合することによって、任意の時間間隔の心拍時相における心臓全体の断層画像、即ち、三次元画像を作成することができる。

- 15        このようにして得られた三次元画像を、心拍時相の順番に表示装置（図1の符号205を参照）上に表示することにより、途切れなくスムーズに拍動する心臓の三次元動画、即ち、四次元画像を得ることができる。

### 産業上の利用可能性

- 20        以上に詳細に説明したように、本発明によれば、螺旋スキャン時における投影データの不連続性を解消できるので、これにより得られる心臓断層画像は、心臓の拍動による動きアーチファクト（モーションアーチファクト）が少ない良好な画像を得ることが可能となる。

- 25        また、被検体の心拍周期と螺旋スキャンのスキャン周期との間に位相のずれが生じた場合でも、分割投影データ数とデータ幅等を適切に調整できるようにしたので、モーションアーチファクトの少ない心臓断層画像を得ることができる。さらに被検体の体軸方向の異なる複数箇所の位置において、任意の時間間隔の心拍時相における再構成画像を作成し、同じ心拍時相を持った再構成画像を体軸方向に集合することによって、任意の時間間隔の心拍時相における心臓の三次元画像



を作成することができる。

そして、このようにして得られた三次元画像を、心拍時相の順番に表示装置上に表示することにより、途切れなくスムーズに拍動する心臓の三次元動画、即ち、四次元画像を得ることができる。

## 請 求 の 範 囲

1. 被検体のスライス方向に多列の X 線検出器を備えた X 線 CT 装置で螺旋スキャンを行って、前記 X 線検出器で検出した投影データを用いて前記被検体の心臓の断層画像を作成する方法であって、  
5 被検体の心電情報を測定するステップと、  
前記螺旋スキャンの各スキャンから断層画像の再構成に必要な投影データの分割数を求めるステップと、  
前記投影データ分割数と前記心電情報を測定するステップで得られた心電周期とを基に同じ心拍時相の分割投影データを収集し、断層画像の再構成に必要な投影データを形成するステップと、  
10 前記形成した投影データの前記被検体のスライス方向に不連続な領域を補って連続投影データを形成するステップと、  
前記連続投影データを用いて前記被検体の心臓の断層画像を作成するステップと、  
15 から成ることを特徴とする X 線 CT 装置を用いた心臓断層画像作成方法。
2. 前記投影データの分割数を求めるステップは、前記螺旋スキャンのスキャン周期と前記心電情報から得られる心電周期とが同期するスキャン数を求め、該同期するスキャン数内の各スキャンにおける断層画像の再構成に必要な投影データの分割数を算出することを特徴とする請求項 1 に記載の X 線 CT 装置を用いた心臓断層画像作成方法。  
20
3. 前記連続投影データを形成するステップは、前記被検体のスライス方向の投影データの不連続領域を、180 度対向位置関係にあって、かつ心拍時相が同一の投影データで補う補間手段を有し、この補間手段により前記スライス方向に連続な投影データを形成することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の X 線 CT 装置を用いた心臓断層画像作成方法。  
25
4. 前記連続投影データを形成するステップは、前記被検体のスライス方向の投影データの不連続領域を該不連続領域近傍の心拍時相が同一の投影データを用いた補間で補う補間手段を有し、この補間手段により前記被検体のスラ

イス方向に連続な投影データを形成することを特徴とする請求項1又は2に記載のX線CT装置を用いた心臓断層画像作成方法。

5. 前記補間に用いる投影データは、前記不連続領域近傍の心拍時相が同一の投影データに重み付けして得られることを特徴とする請求項4に記載のX線CT装置を用いた心臓断層画像作成方法。

6. 前記連続投影データを形成するステップは、さらに、前記分割投影データのデータ幅を求めるステップを設け、前記分割投影データの先頭投影角度と分割投影データ数とデータ幅との少なくとも1つを調整することによって、任意の心拍時相に等しく、かつ、画像再構成に必要な投影角度範囲の投影データを形成することを特徴とする請求項1又は2に記載のX線CT装置を用いた心臓断層画像作成方法。

7. 前記画像再構成に必要な投影角度範囲の投影データは、前記分割投影データのデータ幅を広めに設定し、それぞれの分割投影データの境界付近のデータに重み付け処理を施し、隣り合う分割投影データの境界部分を足し合わせて重ね合わせるにより形成することを特徴とする請求項6に記載のX線CT装置を用いた心臓断層画像作成方法。

8. 前記分割投影データの先頭投影角度を移動させて任意の心拍時相の投影データを形成することを特徴とする請求項6に記載のX線CT装置を用いた心臓断層画像作成方法。

9. 前記分割投影データの先頭投影角度の移動量が任意の投影角度だけ異なる投影データを複数形成し、それぞれを画像再構成することによって任意の時間間隔の心拍時相における心臓断層像を複数枚作成することを特徴とする請求項6に記載のX線CT装置を用いた心臓断層画像作成方法。

10. 任意の時間間隔の心拍時相における心臓断層像を複数枚作成するステップは、前記分割投影データから求めた画像再構成に必要な複数の投影データに対して前記被検体のスライス方向に重み付け処理を施すステップと、前記重み付け処理が施された複数の投影データのそれぞれに対して画像再構成を行い、スライス位置の異なる複数の心臓断層像を得るステップと、前記複数の

心臓断層像から内挿、又は外挿の補間処理を施して任意のスライス位置の心臓断層像を得るステップと、

を含むことを特徴とする請求項 9 に記載の X 線 CT 装置を用いた心臓断層画像作成方法。

- 5 11. 任意の時間間隔の心拍時相における心臓断層像を複数枚作成するステップは、前記分割投影データから求めた画像再構成に必要な複数の投影データに対して内挿、又は外挿を用いたスライス方向の補間を行って任意の投影データを得るステップと、

この任意の投影データに対して画像再構成を行い、任意のスライス位置の  
心臓断層画像を得るステップと、

を含むことを特徴とする請求項 9 に記載の X 線 CT 装置の心臓断層画像作成方法。

12. 前記連続投影データを形成するステップは、収集した心拍時相の合う分割  
投影データから任意のスライス位置の投影データを形成し、これらの投影デ  
ータから心臓断層像を作成することにより心臓断層動画を得ることを特徴と  
する請求項 6 に記載の X 線 CT 装置を用いた心臓断層画像作成方法。

13. 前記連続投影データを形成するステップは、得られた任意の心拍時相の心臓断層像を各々の心拍時相ごとに前記被検体のスライス方向に複数集合する投影データを形成し、これらの投影データから心臓の三次元画像を得ることを特徴とする請求項6に記載のX線CT装置を用いた心臓断層画像作成方法。

14. 前記三次元画像を心拍時相の順番に表示することにより心臓の三次元画像の動画を得ることを特徴とする請求項 13 に記載の X 線 CT 装置を用いた心臓断層画像作成方法。

15. 被検体のスライス方向に多列の X 線検出器を備えた X 線 CT 装置で螺旋スキャンを行って、前記 X 線検出器で検出した投影データを用いて前記被検体の心臓の断層画像を作成する装置であって、

被検体の心電情報を測定する心電情報測定手段と、

前記螺旋スキヤンの各スキヤンから断層画像の再構成に必要な投影データの分割数を求める手段と、

前記投影データ分割数と前記心電情報測定手段で測定した心電周期とを基に同じ心拍時相の分割投影データを収集し、断層画像の再構成に必要な投影データを形成する投影データ形成手段と、

前記形成した投影データの前記被検体のスライス方向に不連続な領域を補って連続投影データを形成する連続投影データ形成手段と、

前記連続投影データを用いて前記被検体の心臓の断層画像を作成する画像作成手段と、

前記作成した断層画像を表示する表示手段と、

を含む X 線 CT 装置を用いた心臓断層画像作成装置。

- 10 16. 前記投影データの分割数を求める手段は、前記螺旋スキヤンのスキヤン周期と前記心電情報測定手段から得られる被検体の心電周期とが同期するスキヤン数を求め、該同期するスキヤン数内の各スキヤンにおける断層画像の再構成に必要な投影データの分割数を算出することを特徴とする請求項 1 に記載の X 線 CT 装置を用いた心臓断層画像作成装置。
- 15 17. 前記連続投影データ形成手段は、前記被検体のスライス方向の投影データの不連続領域を、180 度対向位置関係にあつて、かつ心拍時相が同一の投影データで補う補間手段を有することを特徴とする請求項 15 又は 16 に記載の X 線 CT 装置を用いた心臓断層画像作成装置。
- 20 18. 前記連続投影データ形成手段は、前記被検体のスライス方向の投影データの不連続領域を、該不連続領域近傍の心拍時相が同一の投影データを用いた補間で補う補間手段を有することを特徴とする請求項 15 又は 16 に記載の X 線 CT 装置を用いた心臓断層画像作成装置。
- 25 19. 前記補間に用いる投影データは、前記不連続領域近傍の心拍時相が同一の投影データに重み付けして得られることを特徴とする請求項 18 に記載の X 線 CT 装置を用いた心臓断層画像作成装置。
20. 前記連続投影データ形成手段は、さらに、前記分割投影データのデータ幅を求める手段を設け、前記分割投影データの先頭投影角度と分割投影データ数とデータ幅との少なくとも 1 つを調整することによって、任意の心拍時相に等しく、かつ、画像再構成に必要な投影角度範囲の投影データを形成する

ことを特徴とする請求項 15 又は 16 に記載の X 線 CT 装置を用いた心臓断層画像作成装置。

21. 前記画像再構成に必要な投影角度範囲の投影データは、前記分割投影データのデータ幅を広めに設定し、それぞれの分割投影データの境界付近のデータに重み付け処理を施し、隣り合う分割投影データの境界部分を足し合わせて重ね合わせるにより形成することを特徴とする請求項 20 に記載の X 線 CT 装置を用いた心臓断層画像作成装置。

22. 前記分割投影データの先頭投影角度を移動させて任意の心拍時相の投影データを形成することを特徴とする請求項 20 に記載の X 線 CT 装置を用いた心臓断層画像作成装置。

23. 前記分割投影データの先頭投影角度の移動量が任意の投影角度だけ異なる投影データを複数形成し、それぞれを画像再構成することによって任意の時間間隔の心拍時相における心臓断層像を複数枚作成することを特徴とする請求項 20 に記載の X 線 CT 装置を用いた心臓断層画像作成装置。

24. 任意の時間間隔の心拍時相における心臓断層像を複数枚作成する手段は、前記分割投影データから求めた画像再構成に必要な複数の投影データに対して前記被検体のスライス方向に重み付け処理を施す手段と、前記重み付け処理が施された複数の投影データのそれぞれに対して画像再構成を行い、スライス位置の異なる複数の心臓断層像を得る手段と、前記複数の心臓断層像から内挿、又は外挿の補間処理を施して任意のスライス位置の心臓断層像を得る手段と、

を含むことを特徴とする請求項 23 に記載の X 線 CT 装置を用いた心臓断層画像作成装置。

25. 任意の時間間隔の心拍時相における心臓断層像を複数枚作成する手段は、前記分割投影データから求めた画像再構成に必要な複数の投影データに対して内挿、又は外挿を用いたスライス方向の補間を行って任意の投影データを得る手段と、この任意の投影データに対して画像再構成を行い、任意のスライス位置の心臓断層画像を得る手段と、

を含むことを特徴とする請求項 23 に記載の X 線 CT 装置の心臓断層画像

作成装置。

26. 前記連続投影データ形成手段は、さらに、収集した心拍時相の合う分割投影データから任意のスライス位置の投影データを形成し、これらの投影データから心臓断層像を作成することにより心臓断層動画を得て表示することを特徴とする請求項 20 に記載の X 線 CT 装置を用いた心臓断層画像作成装置。

27. 前記連続投影データ形成手段は、さらに、得られた任意の心拍時相の心臓断層像を各々の心拍時相ごとに前記被検体のスライス方向に複数集合する投影データを形成し、これらの投影データから心臓の三次元画像を得て表示することを特徴とする請求項 26 に記載の X 線 CT 装置を用いた心臓断層画像作成装置。

28. 前記三次元画像を心拍時相の順番に表示することにより心臓の三次元像の動画を得ることを特徴とする請求項 27 に記載の X 線 CT 装置を用いた心臓断層画像作成装置。

1/11

図1

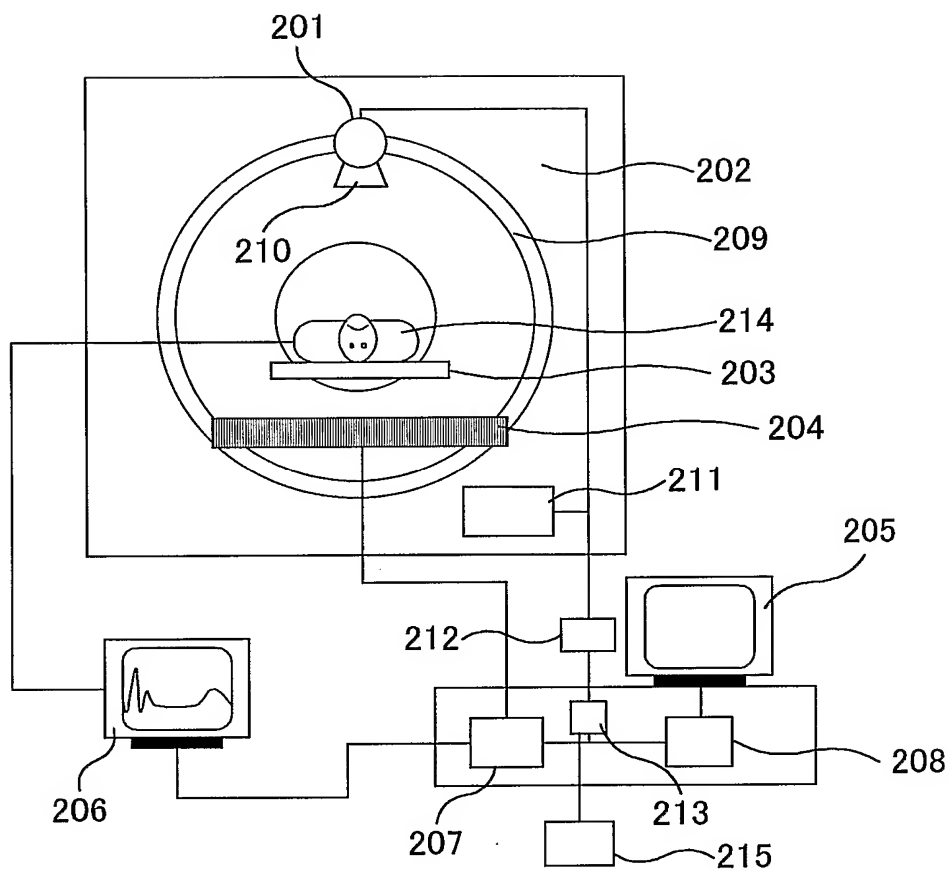
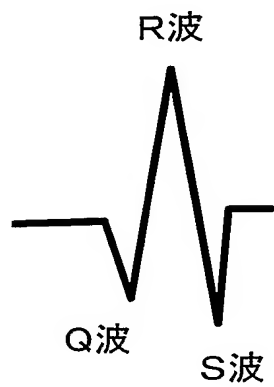


図2





2/11

图3

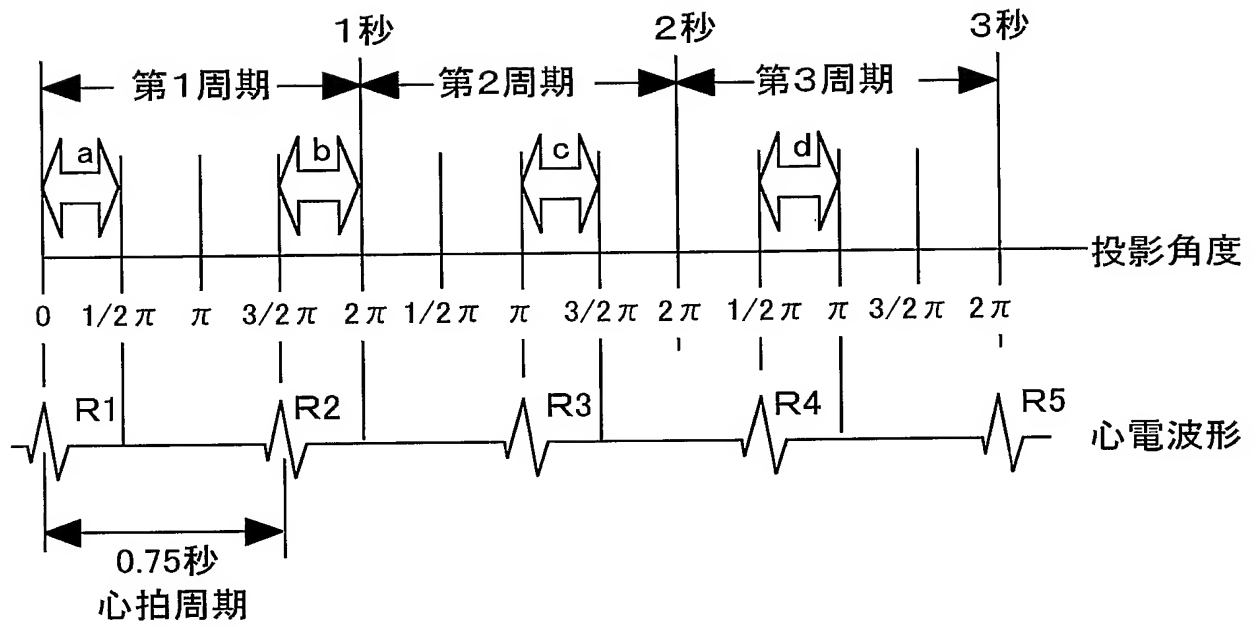


图4a

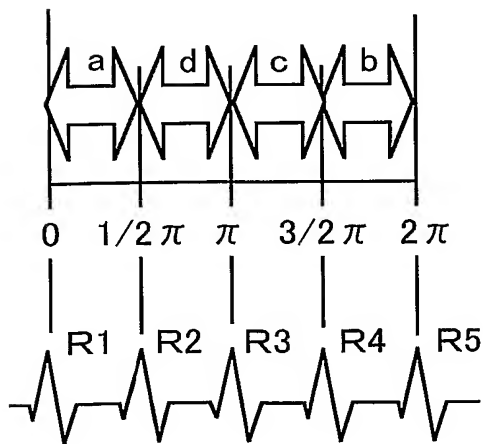
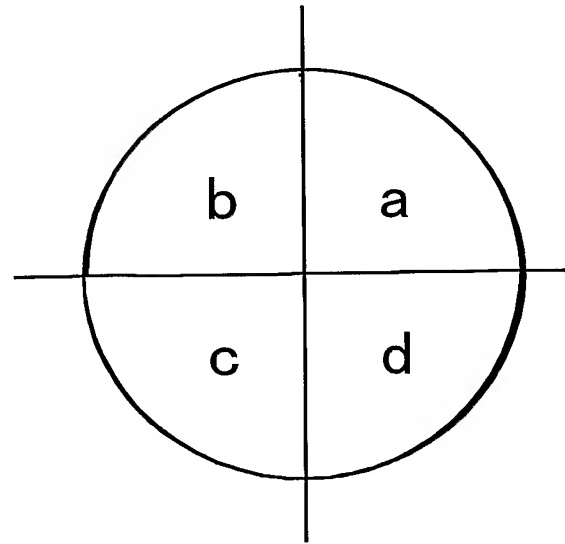


图4b



3/11

図5

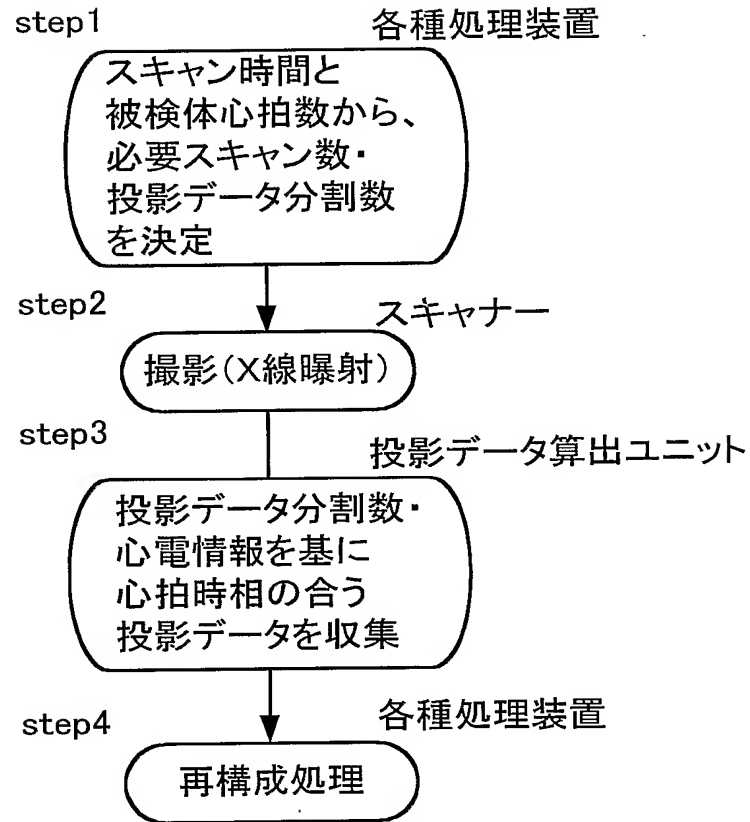
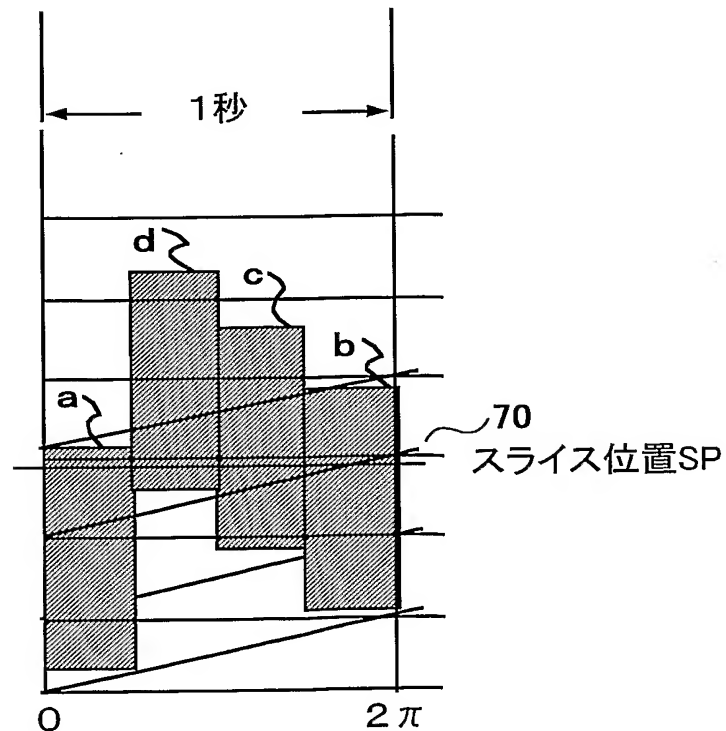


図7



4/11

図6

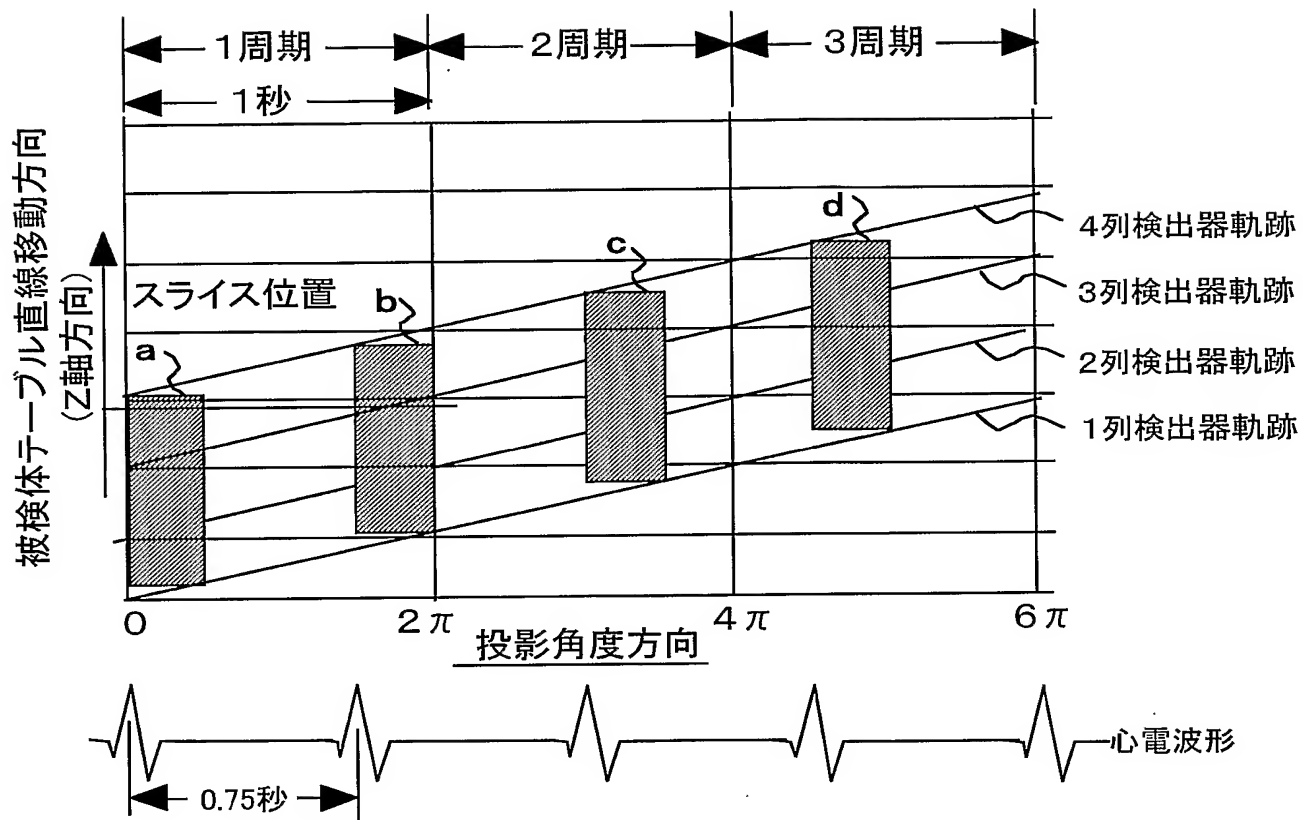


図8a

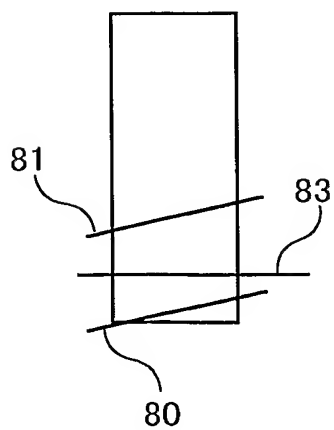
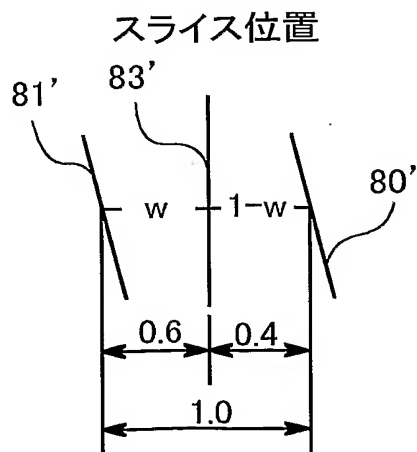


図8b



5/11

図9

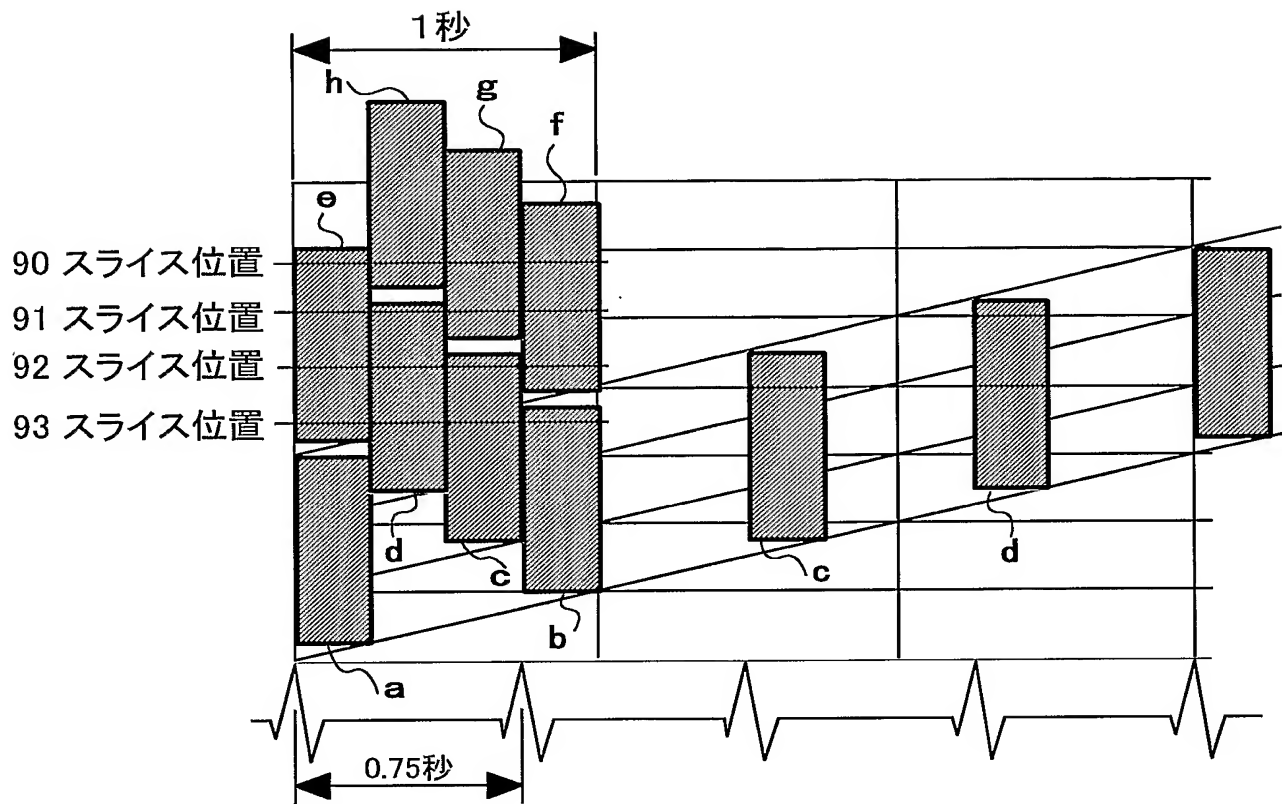
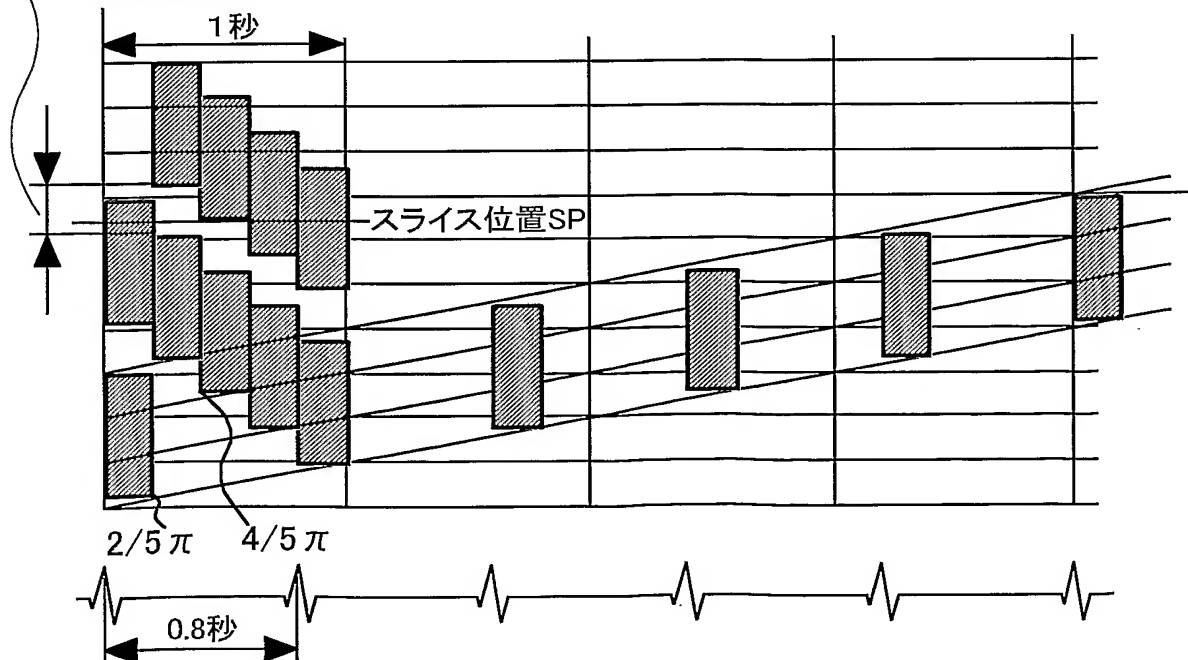


図10

110 投影データの  
不連続領域

6/11

図11

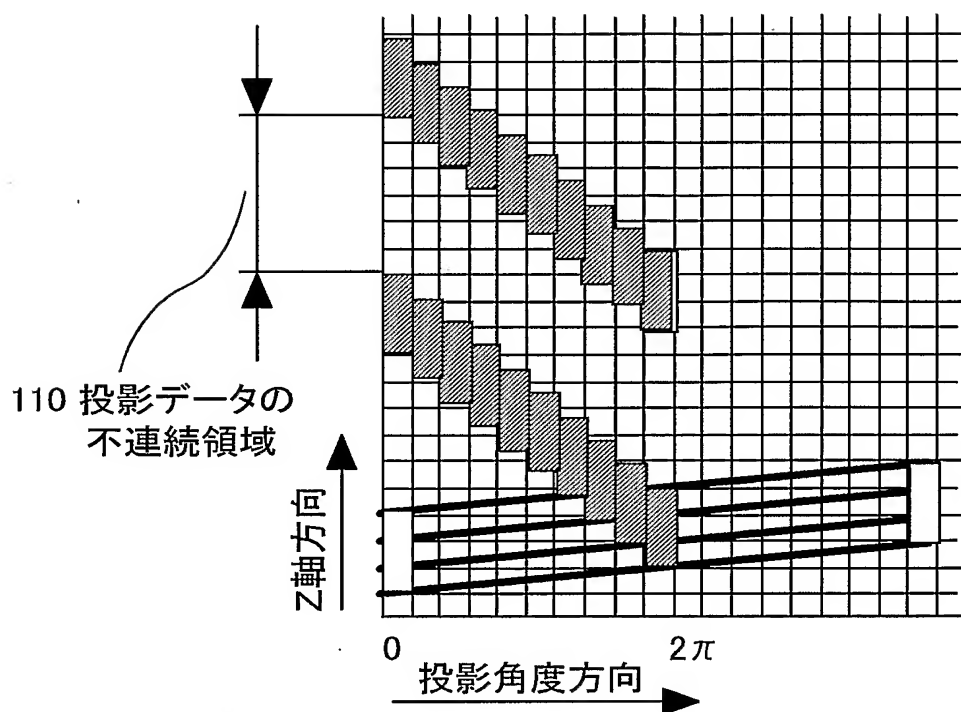


図12a

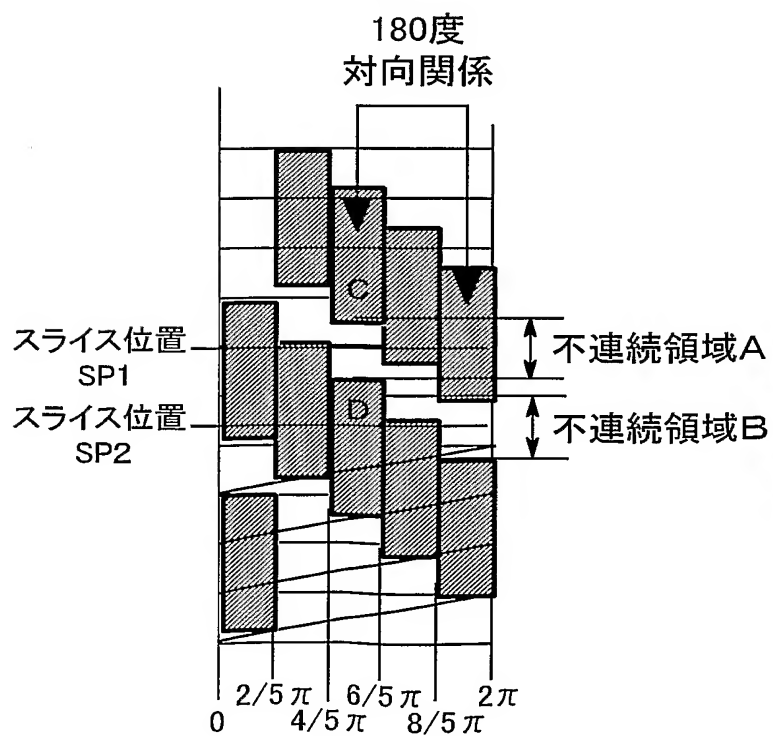


図12b

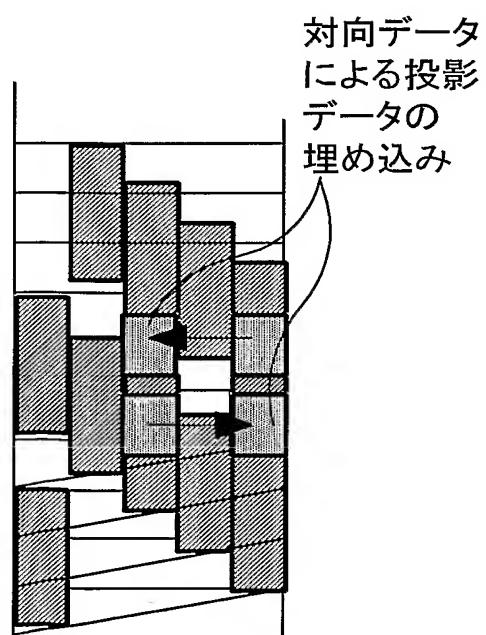


図13A

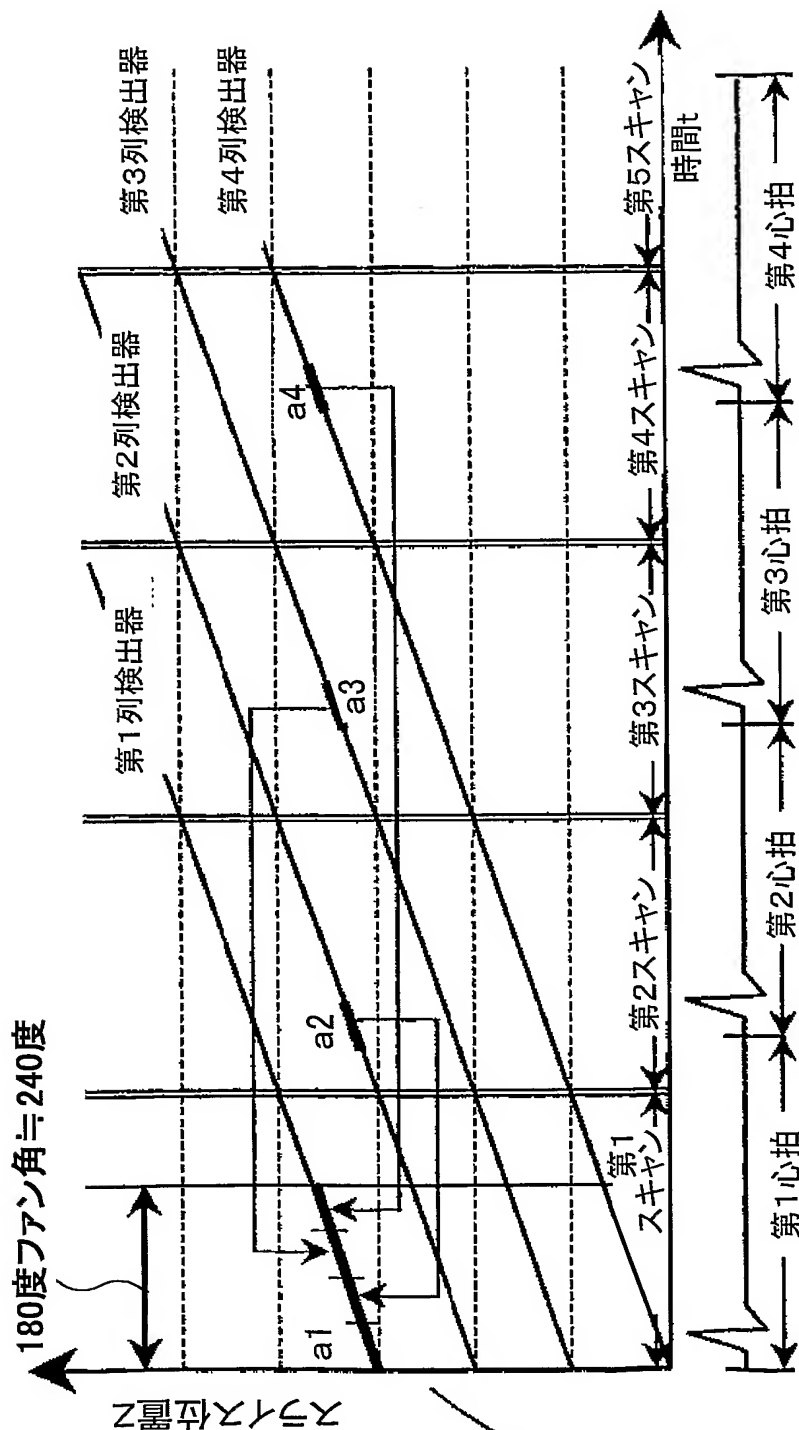
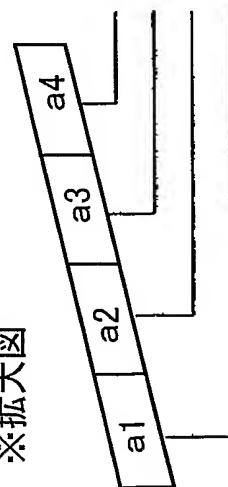


図13B

※拡大図



第4列検出器第4スキャン投影角180度~240度  
 第3列検出器第3スキャン投影角120度~210度  
 第2列検出器第2スキャン投影角60度~120度  
 第1列検出器第1スキャン投影角0度~60度

図14A

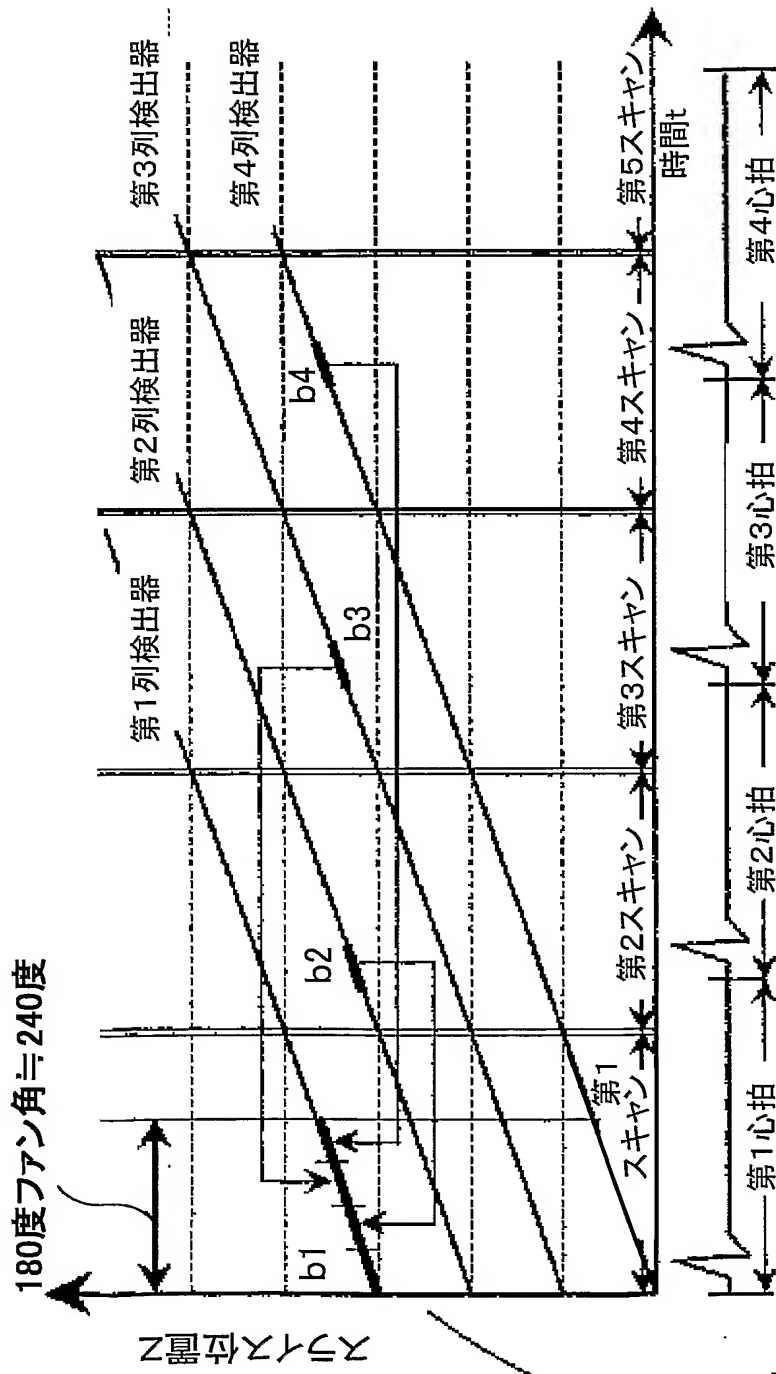
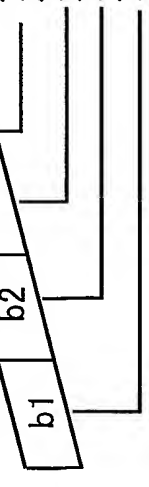


図14B



※拡大図



9/11

図15

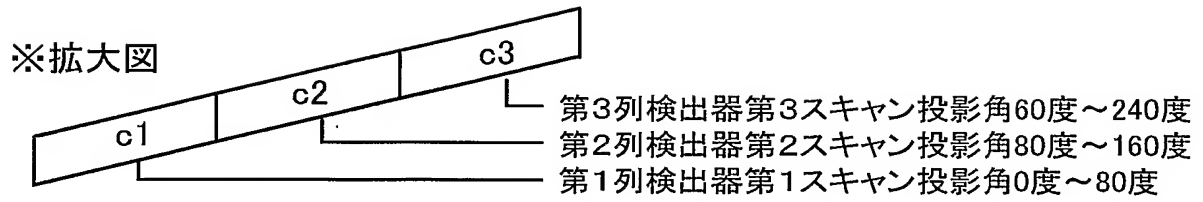


図16

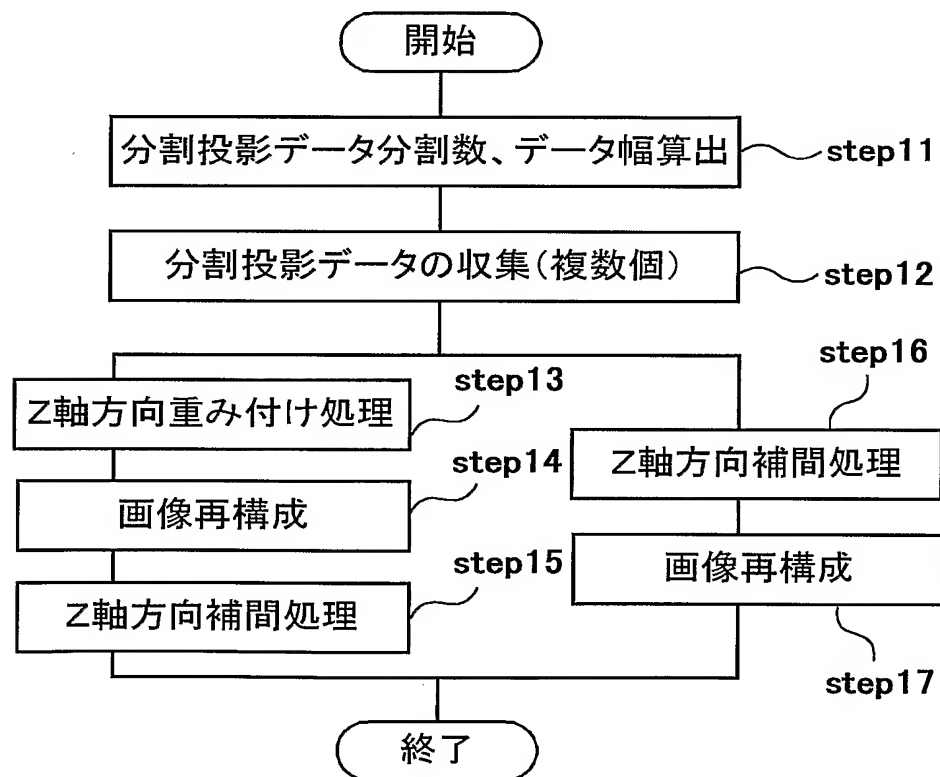


図19

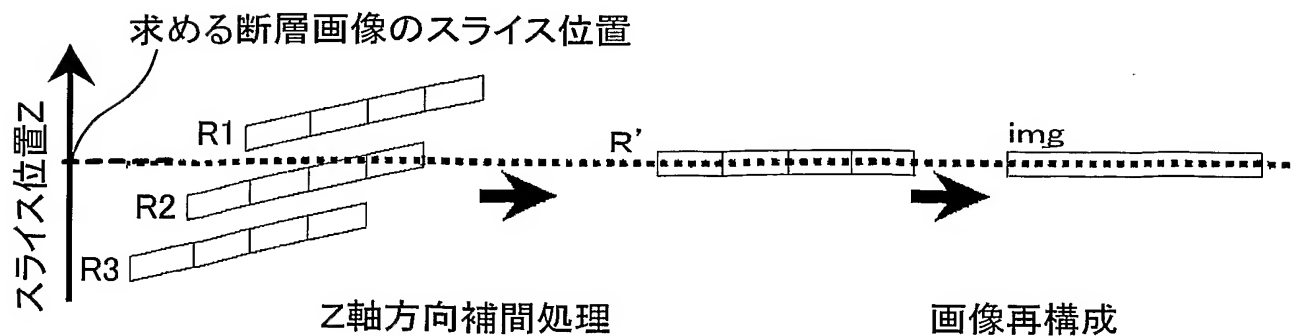




図17

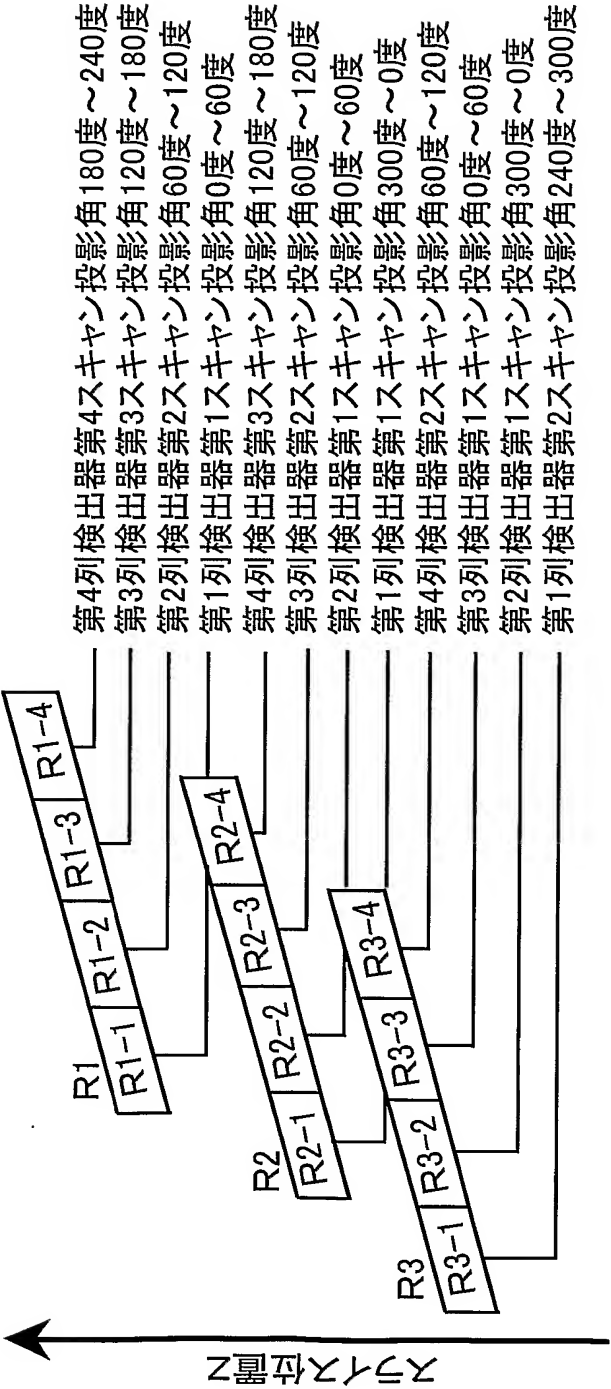
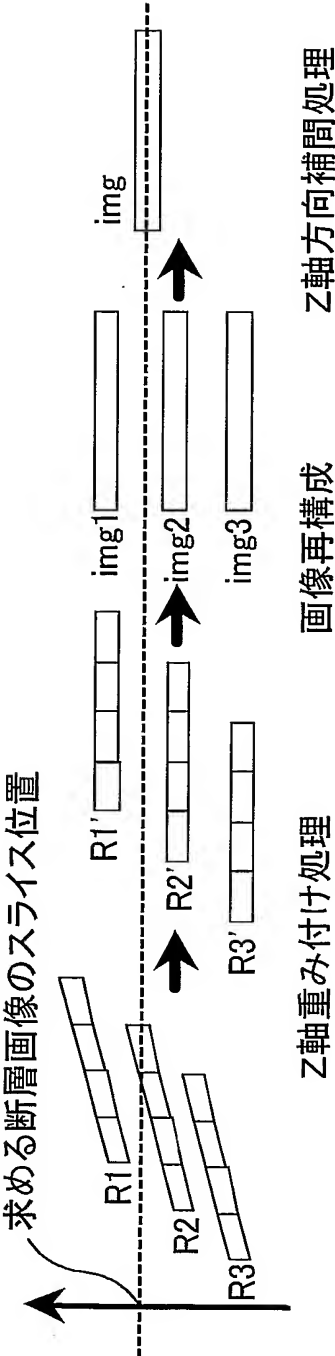
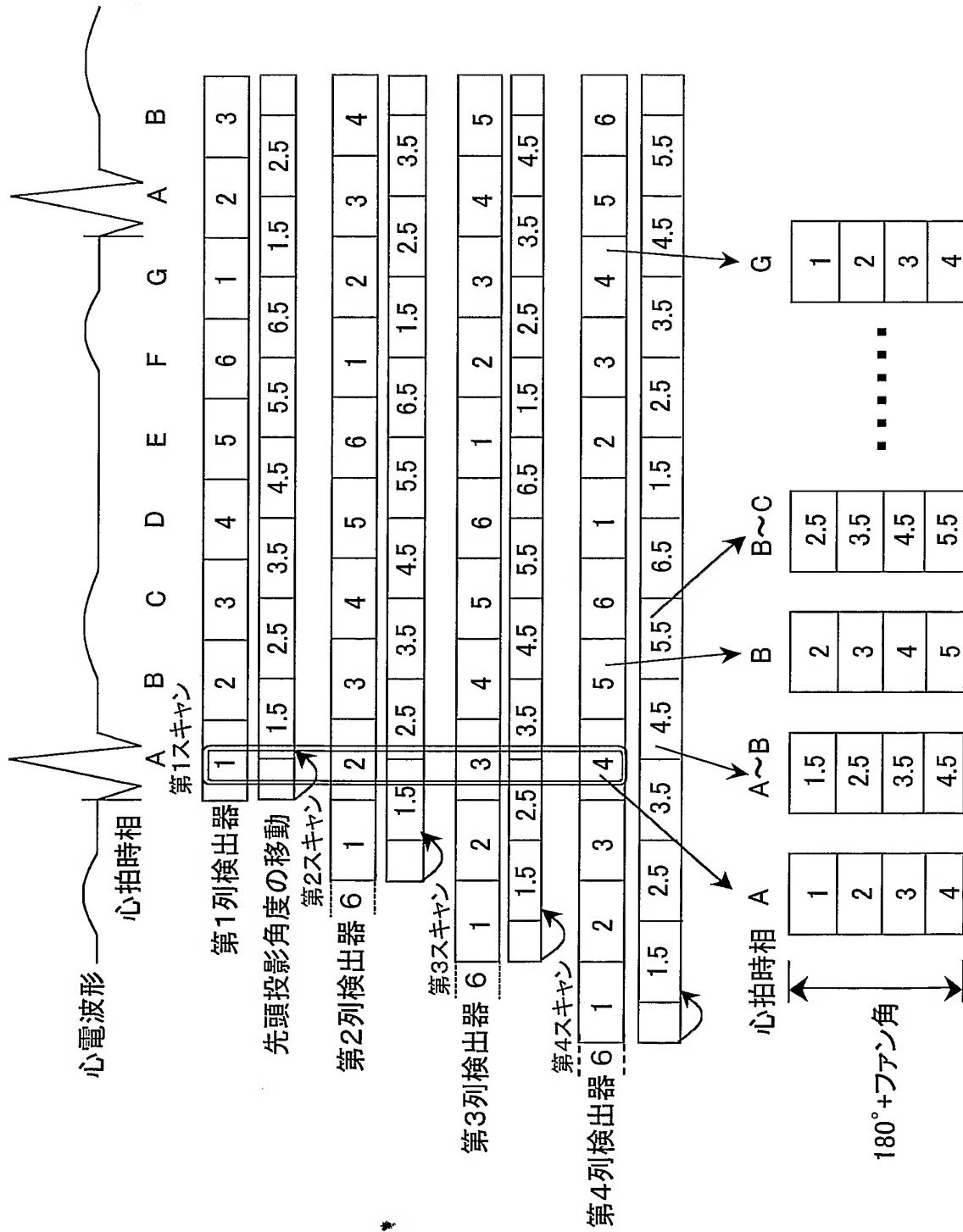


図18



20图



# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.  
PCT/JP02/12448

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
Int.Cl<sup>7</sup> A61B6/03

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
Int.Cl<sup>7</sup> A61B6/00-6/14

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched  
Jitsuyo Shinan Koho 1922-1996 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2002  
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2002 Jitsuyo Shinan Toroku Koho 1996-2002

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)  
JICST FILE, [SHINPAKU\*CT\*DOKI] (in Japanese)

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2001-137232 A (General Electric Co.), 22 May, 2001 (22.05.01), Full text; Figs. 1 to 9 Full text; Figs. 1 to 9 & EP 1090586 A2	1-5, 15-19 6-14, 20-28
Y A	JP 2000-107174 A (Siemens AG.), 18 April, 2000 (18.04.00), Full text; Figs. 1 to 8 Full text; Figs. 1 to 8 & DE 19842240 A & DE 19842238 A	1-5, 15-19 6-14, 20-28

☒ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☐ See patent family annex.

<p>* Special categories of cited documents:          "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance          "E" earlier document but published on or after the international filing date          "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)          "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means          "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed</p>	<p>"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention          "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone          "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art          "&amp;" document member of the same patent family</p>
--	---

Date of the actual completion of the international search  
25 December, 2002 (25.12.02)

Date of mailing of the international search report  
21 January, 2003 (21.01.03)

Name and mailing address of the ISA/  
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

# INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP02/12448

## C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2000-23969 A (GE Yokogawa Medical Systems, Ltd.), 25 January, 2000 (25.01.00), Full text; Figs. 1 to 15 Full text; Figs. 1 to 15 & EP 893784 A2 & US 5991356 A & US 6210323 B1	1-5,15-19 6-14,20-28
P,X P,A	JP 2002-325758 A (GE Medical Systems Global Technology Co. LLC), 12 November, 2002 (12.11.02), Full text; Figs. 1 to 17 Full text; Figs. 1 to 17 (Family: none)	1-5,15-19 6-14,20-28
A	JP 2000-51208 A (Toshiba Corp.), 22 February, 2000 (22.02.00), Full text; Figs. 1 to 13 & US 6298111 B1	1-28
P,A	JP 2002-11001 A (Toshiba Information Systems (Japan) Corp.), 15 January, 2002 (15.01.02), Full text; Figs. 1 to 9 (Family: none)	1-28

## A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl<sup>7</sup> A61B6/03

## B. 調査を行った分野

調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC))

Int. Cl<sup>7</sup> A61B6/00-6/14

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	1922-1996年
日本国公開実用新案公報	1971-2002年
日本国登録実用新案公報	1994-2002年
日本国実用新案登録公報	1996-2002年

国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語)

JICST科学技術文献ファイル, [心拍\*CT\*同期]

## C. 関連すると認められる文献

引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y A	JP 2001-137232 A (ゼネラル・エレクトリック・カンパニー) 2001.05.22 全文、第1-9図 全文、第1-9図 & EP 1090586 A2	1-5, 15-19 6-14, 20-28
Y A	JP 2000-107174 A (シーメンス アクチエンゲゼルシャフト) 2000.04.18 全文、第1-8図 全文、第1-8図 & DE 19842240 A & DE 19842238 A	1-5, 15-19 6-14, 20-28

☒ C欄の続きにも文献が列挙されている。☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。

## \* 引用文献のカテゴリー

「A」 特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの  
「E」 国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの  
「L」 優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す)  
「O」 口頭による開示、使用、展示等に言及する文献  
「P」 国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願

の日の後に公表された文献

「T」 国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの  
「X」 特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの  
「Y」 特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの  
「&」 同一パテントファミリー文献

国際調査を完了した日

25.12.02

国際調査報告の発送日

14.01.03

国際調査機関の名称及びあて先

日本国特許庁 (ISA/JP)  
郵便番号100-8915  
東京都千代田区霞が関三丁目4番3号

特許庁審査官 (権限のある職員)  
安田 明央



2W 9309

電話番号 03-3581-1101 内線 3290

C (続き) . 関連すると認められる文献		
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求の範囲の番号
Y A	JP 2000-23969 A (ジーイー横河メディカルシステム株式会社) 2000.01.25 全文、第1-15図 全文、第1-15図 & EP 893784 A2 & US 5991356 A & US 6210323 B1	1-5, 15-19 6-14, 20-28
P, X P, A	JP 2002-325758 A (ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・テクノロジー・カンパニー・エルエルシー) 2002.11.12 全文、第1-17図 全文、第1-17図 (ファミリーなし)	1-5, 15-19 6-14, 20-28
A	JP 2000-51208 A (株式会社東芝) 2000.02.22 全文、第1-13図 & US 6298111 B1	1-28
P, A	JP 2002-11001 A (東芝情報システム株式会社) 2002.01.15 全文、第1-9図 (ファミリーなし)	1-28